

Aus dem Institut für Klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-
Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Dosis und Bildqualität in der CT-Bildgebung nach HWS-Trauma: Vergleich von Filtered Back Projection und iterativer Rekonstruktion



Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Rebecca Hempel
aus
Friedrichshafen

2014

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität
München

Berichterstatter:	Priv. Doz. Dr. Markus Körner
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. Thomas Pfluger Priv. Doz. Dr. Christof Birkenmaier Prof. Dr. Andreas Lienemann
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	13.03.2014

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
1.1	Bedeutung der radiologischen Halswirbelsäulendiagnostik	5
1.2	National Emergency X-Radiography Utilization Study (NEXUS) und Canadian C-Spine Rules (CCR).....	6
1.3	Appropriateness Criteria des American College of Radiology (ACR).....	11
1.4	Alternative Methoden der HWS-Diagnostik.....	12
1.4.1	MRT	12
1.4.2	Konventionelles Röntgen	13
1.4.3	Flexions-Extensions-Aufnahmen (FEA)	13
1.5	Kosteneffektivität bei der Halswirbelsäulendiagnostik.....	14
1.6	Funktionsweise der Computertomographie (CT)	16
1.6.1	Filtered Back Projektion (FBP).....	19
1.6.2	Iterative Rekonstruktion (IR)	22
1.6.3	Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR)	24
1.6.4	High Definition Modus (HD-Modus).....	26
1.6.5	Gemstone Szintillator	27
1.7	Allgemeine Strahlenbelastung.....	28
1.7.1	Strahlenbelastung durch CT	28
1.8	Gefahren der ionisierenden Strahlung	32
2	Zielsetzung	34
3	Material und Methoden	35
3.1	Patientenkollektiv.....	35
3.2	Geräteeinstellung	36
3.3	Dosiserfassung.....	36
3.4	Qualitätsbewertung.....	37
3.5	Erfassung des Halsdurchmessers	38

3.6	Statistik	38
4	Ergebnisse	39
4.1	Patienten	39
4.2	Dosis.....	39
4.3	Qualität	43
4.3.1	Subjektive Bewertung	43
4.3.2	Objektive Rauschmessungen	50
4.3.3	Ergebnisse der Halsdickenbewertung.....	51
5	Diskussion	55
6	Zusammenfassung	66
7	Abbildungsverzeichnis	67
8	Literaturverzeichnis	69
9	Danksagung.....	76
10	Eidesstattliche Versicherung.....	77

1 Einleitung

1.1 Bedeutung der radiologischen Halswirbelsäulendiagnostik

Die Diagnostik von Verletzungen der Halswirbelsäule (HWS) stellt eine häufige und schwierige Fragestellung dar. Allein in den USA und Kanada werden jährlich 13 Millionen Patienten mit dem Verdacht auf eine HWS-Verletzung behandelt.¹ In Großbritannien sind es jährlich 900 000 Patienten.² Der Ausschluss einer HWS-Verletzung durch die klinische Untersuchung stellt eine große Herausforderung an die behandelnden Ärzte dar. Denn eine nicht diagnostizierte HWS-Verletzung kann verheerende Konsequenzen, wie z.B. Rückenmarksschädigungen und daraus resultierend Sensibilitätsstörungen bis hin zu Lähmungen für den Patienten haben.^{1,3,4} Aus diesem Grund ist bei klinisch begründetem Verdacht auf eine Verletzung der HWS eine gezielte radiologische Diagnostik zwingend nötig. Derzeit stehen den Ärzten an diagnostischen Methoden die Projektionsradiographie, die Computertomographie(CT) und die Magnetresonanztomographie (MRT) zur Verfügung.

1.2 National Emergency X-Radiography Utilization Study (NEXUS) und Canadian C-Spine Rules (CCR)

Für Ärzte ist es oft schwierig zu entscheiden, ob eine Bildgebung der HWS indiziert ist oder nicht. Deswegen werden, nicht zuletzt als Absicherung für die Kliniker, viele Aufnahmen der HWS als reine Vorsichtsmaßnahme verordnet. Dies zeigt sich auch in dem geringen Prozentsatz von tatsächlichen HWS-Verletzungen bei Patienten mit dem Verdacht auf eine HWS-Verletzung.^{5,6} So zeigte sich in der Studie von Griffith et al., dass 95,9 % der angeforderten HWS-CT-Aufnahmen, die mit dem Verdacht auf eine HWS-Verletzung verordnet wurden, keinen Frakturachweis erbringen konnten.⁶ Aus diesem Grund gibt es verschiedene Leitlinien, die den Ärzten bei der Entscheidung helfen sollen, ob eine Bildgebung der HWS indiziert ist oder nicht.

Die gängigsten Leitlinien im klinischen Alltag sind die National Emergency X-Radiography Utilization Study (NEXUS) Kriterien und Canadian C-Spine Rules (CCR). Abbildung 1 und Abbildung 2 zeigen den Algorithmus beider Methoden zur Entscheidungsfindung. Diese Entscheidungshilfen spielen eine wichtige Rolle für die Auswahl der indizierten Diagnostik beim Verdacht auf eine HWS-Verletzung. (siehe Kapitel 1.3)

Unabhängig davon, ob CCR oder NEXUS-Kriterien verwendet werden, hat sich in vielen Studien deren klinischer Nutzen in der Traumadiagnostik gezeigt. Sie sind deshalb auch Grundlage für die Leitlinien für die HWS-Diagnostik des American College of Radiology (ACR). (siehe Kapitel 1.3)

Beim Erstellen dieser Leitlinien wurde die Indikation, die Strahlenbelastung aber auch die Sensitivität der Untersuchungsmethode berücksichtigt.

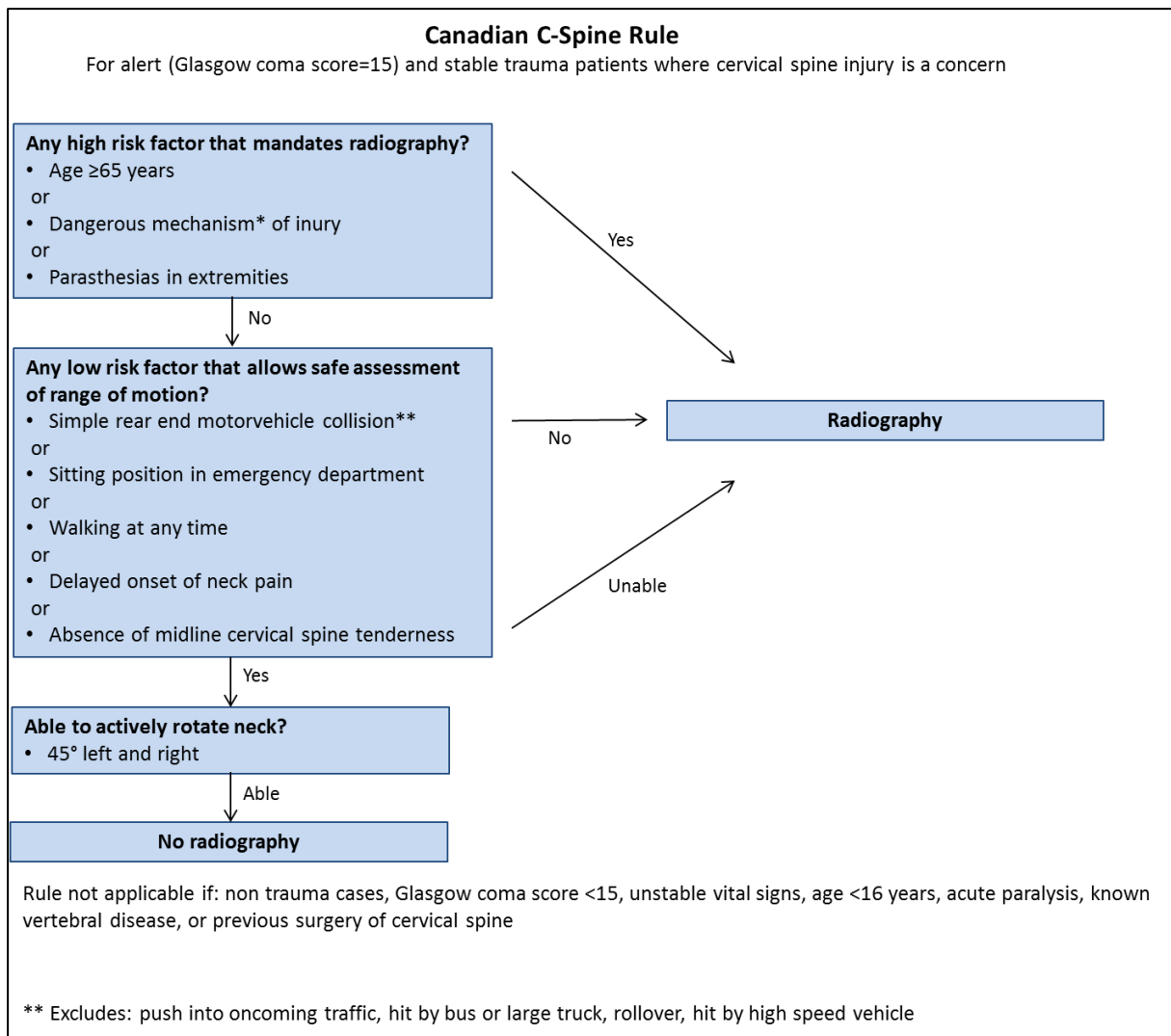


Abbildung 1 Canadian C-Spine Rule for selective ordering of cervical spine imaging⁷

The NEXUS Low-Risk Criteria *

Cervical-spine radiography is indicated for patients with trauma unless they meet all of the following criteria:

- No posterior midline cervical-spine tenderness †
- No evidence of intoxication ‡
- A normal level of alertness §
- No focal neurologic deficit ¶
- No painful distracting injuries ÷

* Criteria are from Hoffman and colleagues

† Midline posterior bony cervical-spine tenderness is present if the patient reports pain on palpation of the posterior midline neck from the nuchal ridge to the prominence of the first thoracic vertebra, or if the patient evinces pain with direct palpation of any cervical spinous process.

‡ Patients should be considered intoxicated if they have either of the following:

- a recent history provided by the patient or an observer of intoxication or intoxicating ingestion
- or evidence of intoxication on physical examination such as an odor of alcohol, slurred speech, ataxia, dysmetria, or other cerebellar findings
- or any behavior consistent with intoxication

Patients may also be considered to be intoxicated if tests of bodily secretions are positive for alcohol or drugs that affect the level of alertness.

§ An altered level of alertness can include any of the following:

- a Glasgow Coma Scale score of 14 or less
- disorientation to person, place, time, or events
- an inability to remember three objects at five minutes
- a delayed or inappropriate response to external stimuli
- or other findings.

¶ A focal neurologic deficit is any focal neurologic finding on motor or sensory examination.

÷ No precise definition of a painful distracting injury is possible. This category includes any condition thought by the clinician to be producing pain sufficient to distract the patient from a second (neck) injury. Such injuries may include, but are not limited to:

- any long-bone fracture
- a visceral injury requiring surgical consultation
- a large laceration, degloving injury, or crush injury
- large burns
- or any other injury causing acute functional impairment.

Physicians may also classify any injury as distracting if it is thought to have the potential to impair the patient's ability to appreciate other injuries.

Abbildung 2 NEXUS low-risk criteria⁷

Da diese Kriterien die Grundlage für die Entscheidungsfindung im klinischen Alltag bilden, wurde in vielen Studien deren Sensitivität und Anwendbarkeit untersucht.

So wurden in Kanada 11 824 Patienten an 12 verschiedenen Kliniken mit dem Verdacht auf eine HWS-Verletzung randomisiert in zwei etwa gleich große Gruppen aufgeteilt. In der Interventionsgruppe wurden die CCR als klinische Entscheidungshilfe benutzt, um die Indikation zur radiologischen Bildgebung zu stellen. Für die Kontrollgruppe gab es keine explizite Entscheidungshilfe. In der Interventionsgruppe konnte die Rate an HWS-Bildgebungen aller HWS-Verletzungen von 61,7% auf 53,3% gesenkt werden. Zuvor war eine deutlichere Abnahme der Bildgebung angenommen worden, aber schon der Ausgangswert von 61,7 % lag bereits niedriger als erwartet. Ursache für den niedrigen Ausgangswert war wahrscheinlich, dass ein Teil der Kliniken (drei aus der Kontrollgruppe und vier aus der Interventionsgruppe) schon an den vorangegangenen Studien zu CCR teilgenommen hatten und die Entscheidungshilfen teilweise schon umgesetzt hatten. Hingegen stieg die Bildgebungsrate in der Kontrollgruppe von 52,8% auf 58,9% an. Die Zunahme an Aufnahmen in der Kontrollgruppe ist wahrscheinlich mit dem allgemeinen Trend zu mehr Diagnostik zu erklären, der sich in den letzten Jahren abzeichnet.¹

Vorangegangene Studien konnten zeigen, dass durch die Anwendung der CCR HWS-Verletzungen mit einer Sensitivität von 99,7% erkannt wurden. Durch eine flächendeckende Durchführung der CCR ist eine Senkung der Patientendosis, der Behandlungskosten, sowie der Klinikaufenthaltszeiten zu erwarten.^{8,9}

Hoffmann et al. wandten in einer prospektiven Beobachtungsstudie in 21 Zentren in den USA die NEXUS Kriterien bei 34 904 Patienten mit dem Verdacht auf eine HWS-Verletzung nach stumpfem Trauma an. Mit Hilfe der klinischen Entscheidungshilfe konnten 810 HWS-Verletzungen erkannt werden. Nur acht HWS-Verletzungen wurden übersehen, wobei sich nur zwei von diesen acht Verletzungen als klinisch relevant herausstellten und einer speziellen Behandlung bedurften. Insgesamt errechnet sich damit eine Sensitivität von 99,6% für klinisch relevante Verletzungen, und es konnten 4 309 nicht indizierte Röntgenaufnahmen (12,6 %) vermieden werden. Somit können auch die NEXUS Kriterien als klinische Entscheidungshilfe Ärzten im Berufsalltag helfen, zu erkennen, wann eine HWS-Röntgenaufnahme mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit indiziert ist.⁴

Die Arbeitsgruppe, die die CCR untersuchte hat, hat retrospektiv die NEXUS-Kriterien auf die vorhandenen Daten angewandt, um zu untersuchen, ob ähnliche Ergebnisse erzielt werden können. In der ursprünglichen Studie zur Untersuchung der NEXUS-Kriterien wurde eine Sensitivität von 99,6% zur Erkennung von HWS-Verletzungen erzielt. In der retrospektiven Anwendung durch die CCR-Arbeitsgruppe konnte jedoch nur noch eine Sensitivität von 92,7% erzielt werden und es wären 11 Patienten mit einer HWS-Verletzung als Patienten mit niedrigem Risiko eingestuft worden und somit relevante HWS-Verletzungen übersehen worden.³ Es gibt unterschiedliche Ansätze, dieses Phänomen zu erklären. Die CCR-Arbeitsgruppe ist der Meinung, dass die NEXUS-Kriterien nicht explizit genug formuliert seien. Ein anderer möglicher Erklärungsansatz ist, dass die NEXUS-Kriterien nur angenähert auf die CCR-Gruppe angewendet werden konnten, da es sich um ein retrospektives Studiendesign handelt. So wurde z.B. Intoxikation in den beiden Arbeitsgruppen unterschiedlich definiert.^{1,3,10,11}

1.3 Appropriateness Criteria des American College of Radiology (ACR)

Die Appropriateness Criteria des ACR sind evidenzbasierte Leitlinien für die radiologische Diagnostik.¹² Für die Diagnostik der HWS gibt das ACR folgende Empfehlungen:

Besteht der Verdacht auf eine HWS-Verletzung und es ist eine Bildgebung durch NEXUS oder CCR indiziert, sollte aufgrund der höheren Sensitivität für Frakturerkennung in erster Linie eine CT-Aufnahme der HWS angefertigt werden. Unabhängig davon, ob es sich bei der Fragestellung um die Frage nach knöchernen Läsionen, Bänderläsionen, einer arteriellen Gefäßverletzung oder um die Planung der Behandlung für eine instabile Wirbelsäulenverletzung handelt, wird die CT immer als Methode der Wahl aufgelistet.¹²

In den Richtlinien des ACR aus dem Jahr 2002 war an dieser Stelle noch die Röntgenaufnahme in zwei Ebenen Methode der Wahl, da damals eine CT-Aufnahme mit einer deutlich höheren Strahlendosis ohne nennenswerten Zugewinn an diagnostischen Informationen verbunden war.^{13,14}

1.4 Alternative Methoden der HWS-Diagnostik

1.4.1 MRT

Auch die MRT stellt eine Möglichkeit dar HWS-Verletzungen zu erkennen oder auszuschließen. Vorteile sind die gute Beurteilbarkeit der Weichteile und dass es sich um eine strahlenfreie Bildgebungsmethode handelt. Zu beachten ist jedoch, dass knöcherne Verletzungen nur bedingt beurteilt werden können. Ein weiterer Nachteil ist, dass die Akutdiagnostik mittels MRT bei dem Verdacht auf HWS-Trauma durch die lange Untersuchungszeit und die Notwendigkeit von speziellem Equipment bei intubierten Patienten erschwert ist. Außerdem erschweren Kontraindikationen wie Metall am oder im Körper, sowie die Unmöglichkeit der Durchführung mit angelegter Cervikalstütze (Stiff neck) die Untersuchung. Ganz abgesehen von den wesentlich höheren Kosten.¹⁵

Laut den Richtlinien des ACR ist die MRT nur dann gleichwertig mit der CT angesehen, wenn eine Bildgebung durch NEXUS oder CCR indiziert ist und der Patient eine Myelopathie aufweist oder zusätzlich der Verdacht einer arteriellen Verletzung vorliegt. Des Weiteren, wenn der Patient über 48 Stunden nicht gemäß der NEXUS oder CCR zu evaluieren ist. Im Falle des Verdachts einer Bänderläsion ist laut den Richtlinien häufig eine CT- und eine MRT-Aufnahme indiziert.¹⁶

1.4.2 Konventionelles Röntgen

Zum Ausschluss einer knöchernen HWS-Verletzung oder Dislokation werden konventionelle Röntgenaufnahmen in anterior/posterior (ap)- und seitlicher Projektion mit Abbildung des zervikothorakalen Übergangs, sowie eine transorale ap-Aufnahme von Atlas und Axis durchgeführt. Die Durchführung dieser Aufnahmen ist vor allem bei Patienten mit multiplen Verletzungen oft schwierig. So ist zum Beispiel die Abbildung des zervikothorakalen Übergangs sehr wichtig, da dort ein Verletzungsschwerpunkt liegt. Doch bei kräftigen Patienten mit kurzem Hals ist es oft schwer diesen Bereich gut darzustellen, denn für die Darstellung des 7. Halswirbels und der Deckplatte von TH 1 ist es erforderlich, die Arme und die Schultern aktiv nach kaudal zu mobilisieren.¹⁵

1.4.3 Flexions-Extensions-Aufnahmen (FEA)

Zum Ausschluss von Instabilitäten, bei rein diskoligamentären Verletzungen oder knöchernen Verletzungen ohne Dislokation, müssen funktionelle, seitliche Röntgenaufnahmen gemacht werden. Hierfür werden unter Bildwandlerkontrolle passiv geführte maximale Flexions- und Extensionsbewegungen durchgeführt um Subluxationen oder ein Aufklappen des Zwischenwirbelraumes zu erkennen.¹⁵ Die FEA haben gegenüber der CT und der MRT den Vorteil, dass sie die Verletzung unter Belastung dynamisch darstellen und damit das tatsächliche Ausmaß der Instabilität zeigen können. Bei FEA ergeben sich jedoch häufig Probleme, da die Durchführung sehr anspruchsvoll ist und dadurch die Aufnahmen z.T. nicht gut zu beurteilen sind.¹⁷ Vor allem bei Patienten mit reduziertem Bewusstsein ist die Durchführung von FEA sehr schwierig und es kommt bei bis zu 30 % der Aufnahmen zu keinem zufriedenstellenden Ergebnis, da die Aufnahmen nicht korrekt durchgeführt werden können.⁵ Außerdem haben sie eine hohe falsch-positiv Rate und werden deshalb vom ACR nicht mehr empfohlen.¹⁴ FEA könnten aber bei anhaltenden Beschwerden, trotz negativem CT- und MRT-Befund in Betracht gezogen werden, um instabile Läsionen, die auf statischen Aufnahmen nicht sichtbar sind, zu diagnostizieren oder um bei Patienten, die eine Cervikalstütze tragen mussten, die Stabilität der HWS zu prüfen bevor diese entfernt wird.^{10,12}

1.5 Kosteneffektivität bei der Halswirbelsäulendiagnostik

In den USA erleiden pro Jahr etwa 10 000 Menschen eine Verletzung des Rückenmarks.¹⁸ Die daraus resultierenden Kosten werden auf ca. 3,4 Milliarden Dollar geschätzt.¹⁹ Die meisten HWS-Traumata entstehen durch Verkehrsunfälle^{5,18,20} und etwa zwei Drittel aller Rückenmarksverletzungen entstehen durch HWS-Verletzungen.²¹

Blackmore et al. versuchten in den USA den Nutzen von CT-Screeningaufnahmen beim Verdacht auf ein HWS-Trauma mittels der Einteilung in Risikogruppen zu untersuchen. Zu den Hochrisikopatienten zählten Patienten älter als 50 Jahre mit Hochgeschwindigkeitstrauma oder schwerer Kopfverletzung. Als Niedrigrisikopatienten wurden Patienten jünger als 50 Jahre oder Patienten mit Niedrigenergietrauma eingestuft. Die Forschungsgruppe erachtete das CT-Screening bei Hochrisikopatienten als sinnvoll und kosteneffektiv. Bei Niedrigrisikopatienten konnten zwar Paralysefälle vermieden werden, die CT-Untersuchungen waren aber mit hohen Kosten für die Gesellschaft verbunden. Für Patienten mit mittlerem Risiko wären die höheren Kosten noch in einem annehmbaren Rahmen für die Gesellschaft. Zu dieser Patientengruppe gehörten Patienten jünger als 50 Jahre mit hoher Traumaenergie oder Patienten älter als 50 Jahre mit geringer Traumaenergie.¹⁸

Die CT wird auch als kosteneffektiver eingeschätzt, da die Tragezeit von Zervikalstützen durch die schnellere und genauere Diagnostik kürzer ist. Das lange Tragen von Zervikalstützen (48-72 Stunden) geht mit folgenden Risiken und den damit verbundenen Kosten einher:

- Erhöhter intrakranieller Druck, der etwa ein Drittel der Patienten mit begleitenden geschlossenen Kopfverletzungen beeinträchtigt
- Atemwegsprobleme
- Behinderung des zentralvenösen Zugangs und erschwerte Mundpflege mit resultierendem Sepsisrisiko
- Gastrostase und Gefahr einer Aspiration, verbunden mit längerem Verbleib in Rückenlage
- Erhöhte Thrombemboliegefahr
- Erhöhte Inzidenz von Druckstellen und langsamere Abheilung von Ulcera
- Erhöhter pflegerischer Aufwand^{22,23}

Außerdem konnten Daffner et al. in einer Studie zeigen, dass der gesamte Ablauf einer CT im Schnitt 10 Minuten kürzer dauert als das konventionelle Röntgen. Für die CT ergaben sich 12 Minuten, bis der Patient eine Untersuchung abgeschlossen hatte, für das Röntgen 22 Minuten. Der Autor geht davon aus, dass die Wiederholung von Röntgenaufnahmen, die diagnostisch nicht ausreichend waren, maßgeblich für den Zeitunterschied verantwortlich ist.²⁴ Dies bestätigt sich in einer weiteren Studie, die zu dem Ergebnis kam, dass 79 % der Patienten eine Wiederholung der Aufnahmen innerhalb von einer Untersuchung benötigen.

25

Die Ergebnisse zeigen, dass das konventionelle Röntgen für Traumazentren keinen finanziellen Vorteil bringt. Wahrscheinlich ist die CT für viele Zentren sogar kosteneffektiver und mit weniger Komplikationen verbunden, da die Abklärung schneller und genauer erfolgen kann. Weitere Kosten werden durch die kürzere Nachbehandlungszeit und die geringere Tragedauer von Zervikalstützen vermieden.

1.6 Funktionsweise der Computertomographie (CT)

Die CT ist im Gegensatz zum konventionellen Röntgen ein Schnittbildverfahren. Das bedeutet, dass ein überlagerungsfreies Bild mit hohem Kontrast entsteht. Das Prinzip sieht folgendermaßen aus (siehe Abbildung 3):

Eine Röntgenröhre rotiert um den Patienten und sendet einen Schmalbündelstrahl aus. Die abgeschwächte Intensität dieses Strahls wird auf der gegenüberliegenden Seite von einem Detektor registriert. In diesem Detektor wird die Röntgenstrahlung mittels eines Szintillators in sichtbares Licht umgewandelt, welches dann durch eine Fotodiode in elektrische Signale umwandelt wird. Durch die Rotation ist es möglich, von jeder Winkelprojektion ein Intensitätsprofil zu erstellen. Je nachdem, wie viele Aufnahmen pro Umdrehung entstehen, verändert sich die Bildqualität. Prinzipiell ist die Bildqualität besser, je mehr Einzelaufnahmen entstehen. Das nun gewonnene Intensitätsprofil wird logarithmiert und es entsteht das sogenannte Schwächungsprofil, welches auch Projektion genannt wird. Die einzelnen Projektionen werden nun an einen Bildrechner weitergegeben und dort weiterverarbeitet (siehe Kapitel 1.6.1, 1.6.2, 1.6.3).

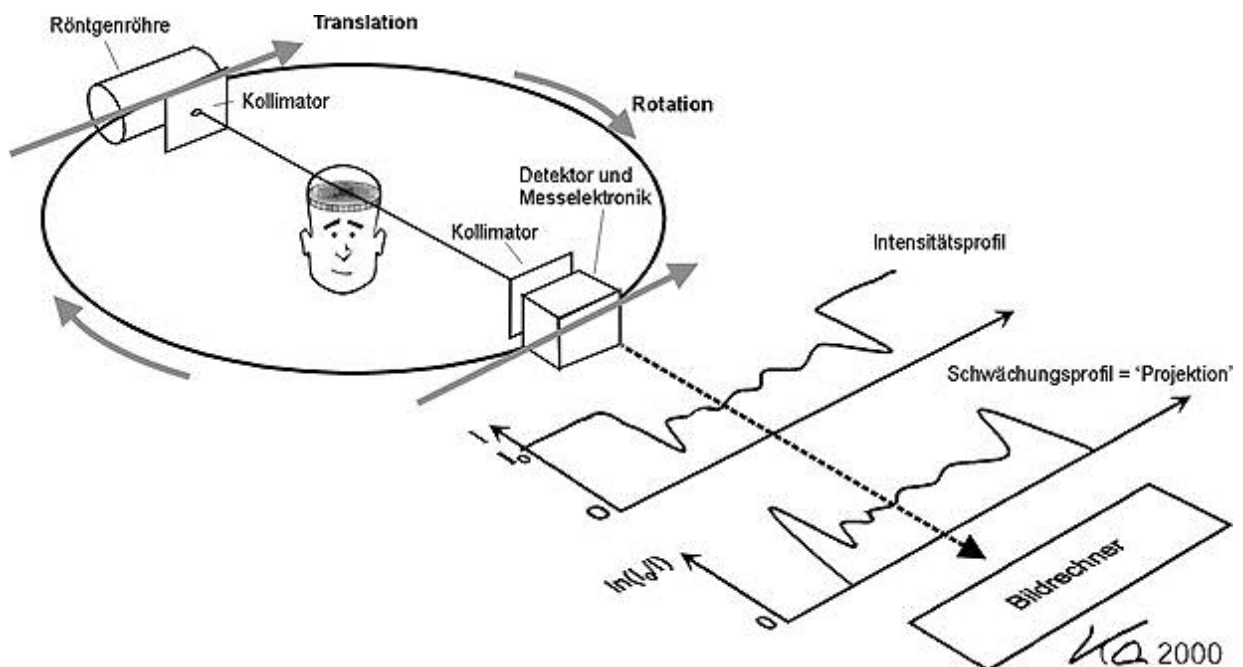


Abbildung 3 Schematischer Aufbau und Ablauf einer CT-Aufnahme²⁶

Bei der Spiral-CT rotieren Röntgenröhre und Detektor spiralförmig um den Patient während dieser mit einem vorher festgelegten Tischvorschub in Z-Achsen Richtung bewegt wird. Damit kann ein dreidimensionales Bild erzeugt werden (siehe Abbildung 4).

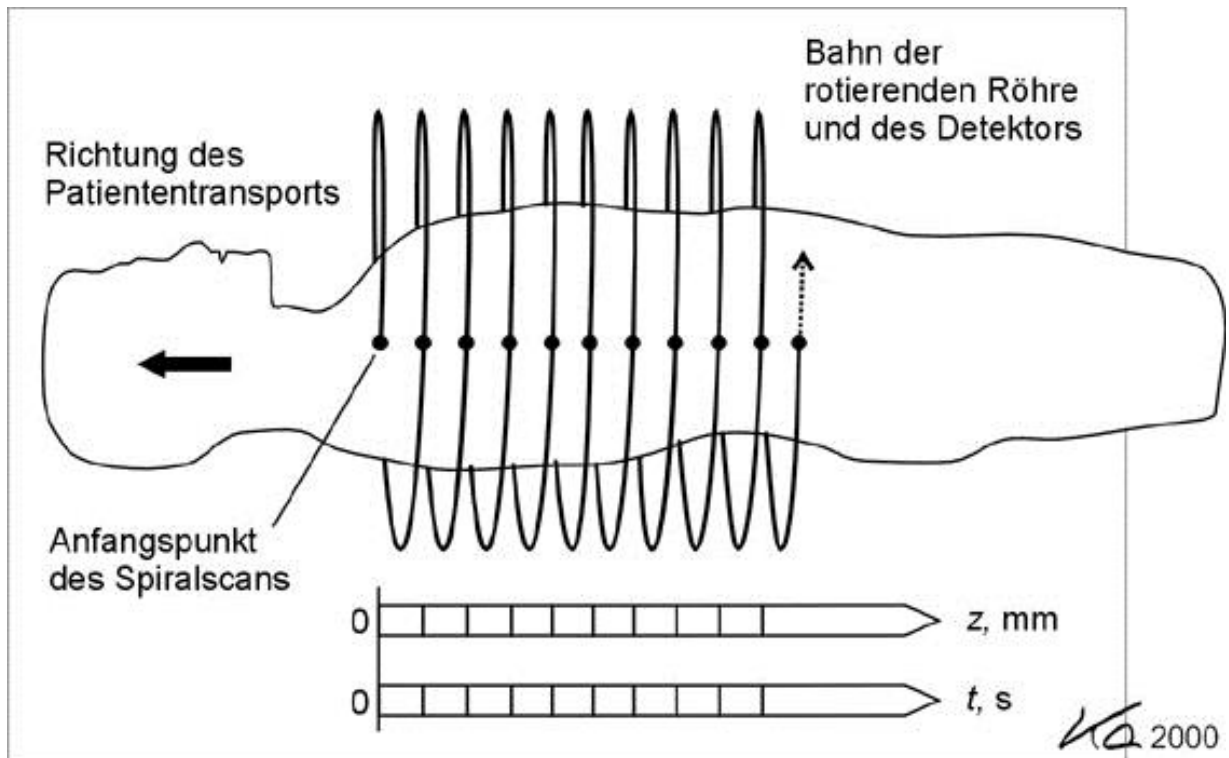


Abbildung 4 Aufnahmeprinzip bei der Spiral-CT²⁶

Das Bild, das nun entsteht, setzt sich aus vielen sogenannten Voxeln zusammen. Ein Voxel entspricht dem dreidimensionalen Pendant des aus der Fotografie bekannten zweidimensionalen Pixels. Die Größe des Voxels ist zum einen abhängig von der Anzahl und Größe der Detektoren sowie der Projektionen aber auch vom Tischvorschub entlang der Z-Achse.

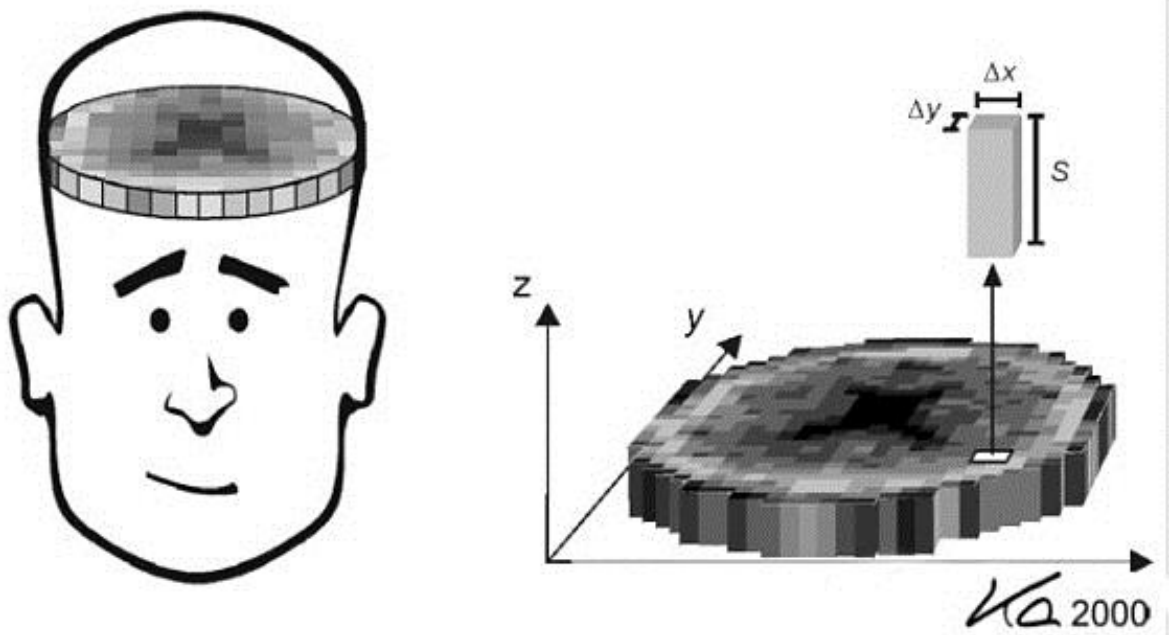


Abbildung 5 Schematische Erklärung eines Voxels²⁶

Um die Bildqualität möglichst hoch zu halten, sind heutzutage Mehrschicht-CT-Systeme auf dem Markt. Diese haben den Vorteil, dass nicht nur ein Detektor die Intensitätsabschwächungen pro Winkelposition misst, sondern bis zu 320 Einzeldetektoren in engem Abstand nebeneinander gesetzt werden. Dadurch ist es möglich, einerseits die Auflösung zu erhöhen und andererseits die Scanzeit zu verkürzen.²⁷

1.6.1 Filtered Back Projektion (FBP)

Um aus den gewonnenen Rohdaten nun ein diagnostisch verwertbares CT-Bild zu bekommen, bedarf es einer mathematischen Rekonstruktionstechnik. In den letzten 30 Jahren wurde primär die gefilterte Rückwärtsprojektion (FBP) zu diesem Zweck verwendet.

Bei der FBP wird zunächst jede aufgenommene Projektion mittels einer mathematischen Funktion gefaltet. Das bedeutet, dass an Objektkanten Ober- und Unterschwinger eingefügt werden. So wird z.B. einem positiven Signal ein negativer Unterschwinger angefügt und umgekehrt. Mit Hilfe dieser Faltungskerne kann auch die Bildcharakteristik verändert werden. Wird zum Beispiel ein glättender Filter benutzt, so sinken sowohl Ortsauflösung als auch Bildrauschen. Umgekehrt steigt die Auflösung, aber auch das Bildrauschen, wenn man einen kantenbetonenden Filter benutzt (siehe Abbildung 6).

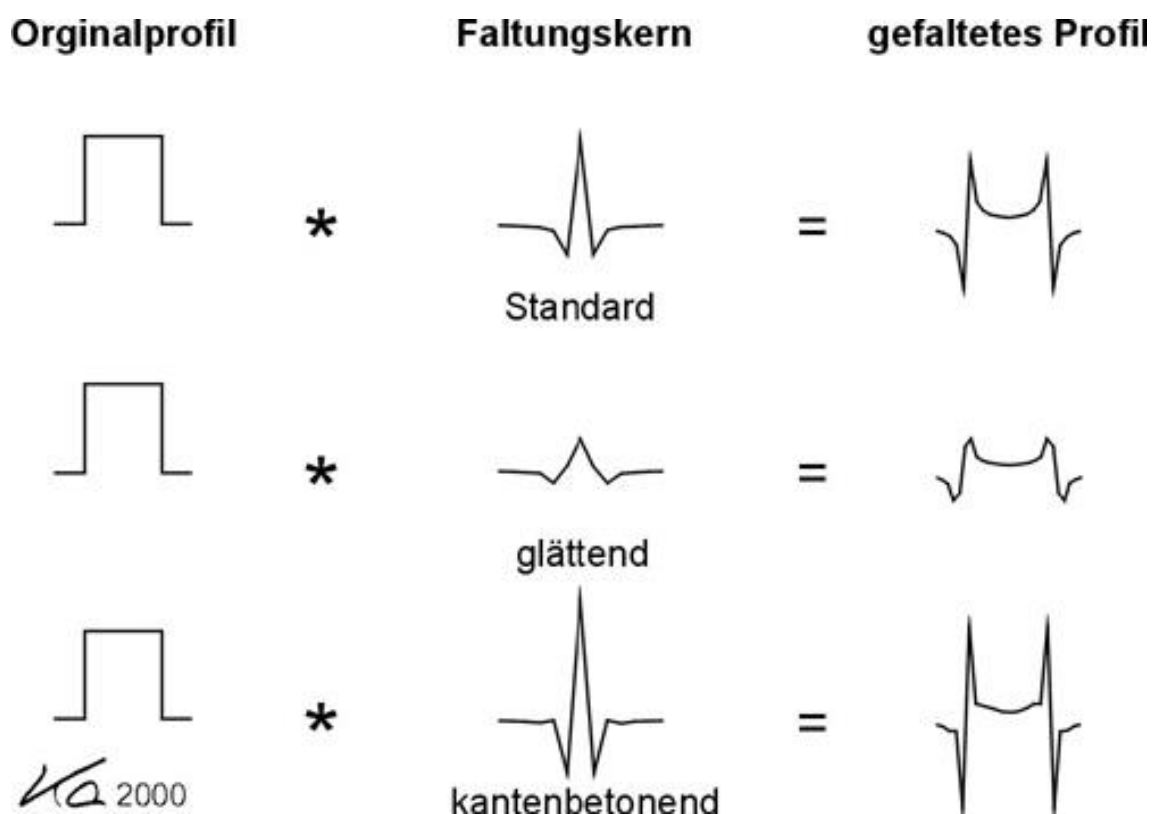


Abbildung 6 Faltungskerne²⁶

Anschließend werden alle Projektionen aus den gemessenen Richtungen auf einem Bildspeicher aufaddiert. Anhand von Abbildung 7 wird veranschaulicht, welchen Effekt die Faltung auf das endgültig entstehende Bild hat. Es zeigt sich, dass die gefilterte Rückwärtsprojektion bei einer höheren Anzahl von Projektionen im Vorteil gegenüber der ungefilterten ist.²⁷

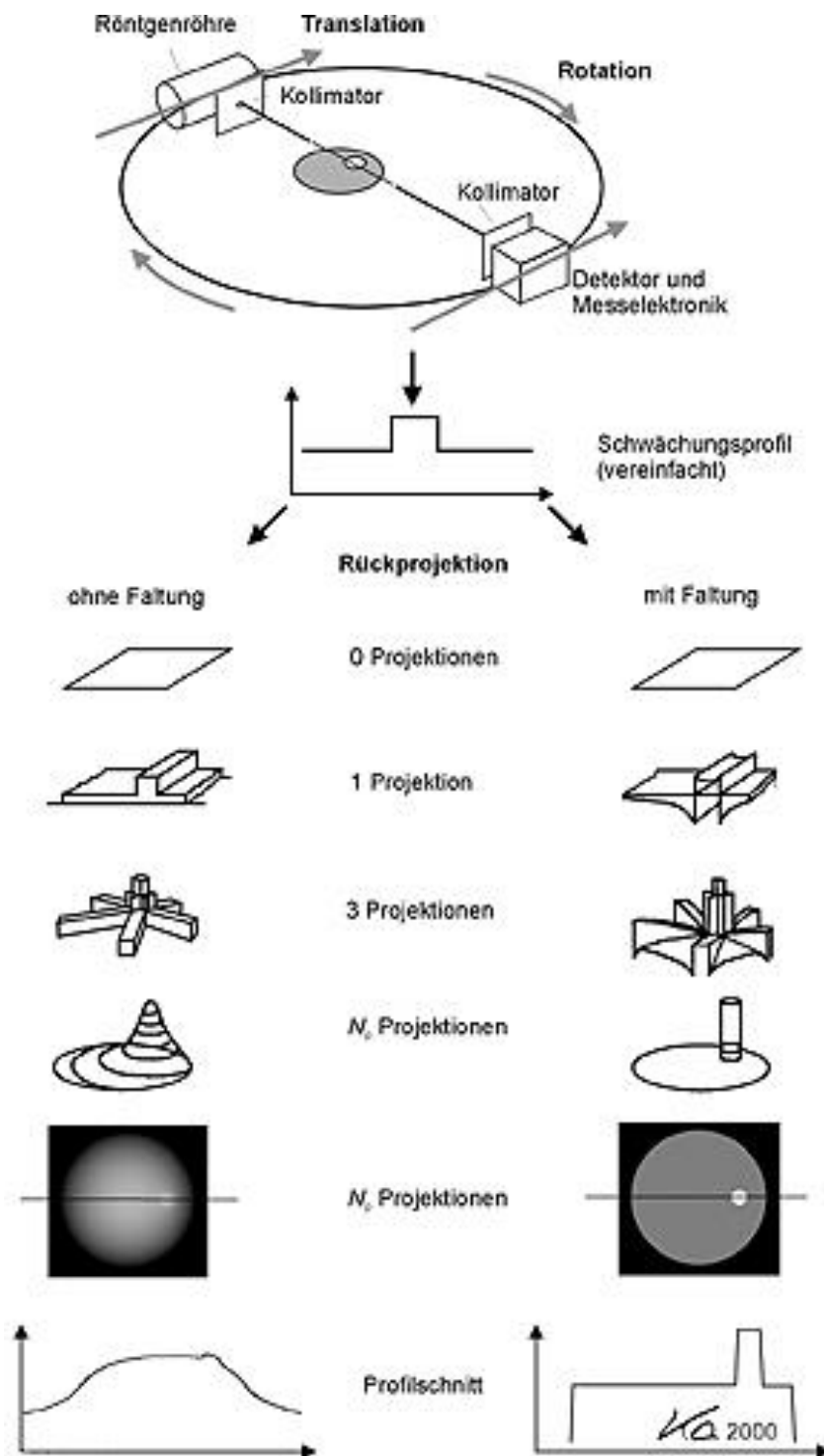


Abbildung 7 Vergleich von gefilterter und ungefilterter Rückwärtsprojektion²⁶

Nachteile der FBP sind eine hohe Rauschsensitivität und eine geringe Artefaktunterdrückung. Außerdem wird bei der FBP davon ausgegangen, dass der Brennfleck punktförmig ist und dass jedes Photon genau in der Mitte der Detektorzelle auftrifft. So entstand das Bild eines Schmalbündelstrahls, welcher das lineare Integral des Abschwächungskoeffizienten entlang seines Weges zum Detektor repräsentiert. Der räumliche Abstand zwischen den Detektorzellen wird zwar in die Berechnungen mit einbezogen, jedoch nicht die Möglichkeit, dass der Röntgenstrahl an jeder Stelle auf die Detektorzelle auftreffen kann. Für die FBP-Rekonstruktion wird angenommen, dass jede Messung genauso abläuft und keiner statistischen Fluktuation unterliegt.²⁸

1.6.2 Iterative Reconstruction (IR)

Die iterative Rekonstruktionstechnik ist eine Möglichkeit, um die theoretischen Annahmen der FBP zu verbessern. Bei dieser Technik wird zuerst eine künstliche „Vorwärtsprojektion“ (forward projection) für eine Einzelaufnahme in einer bestimmten Projektion erstellt. Diese versucht, den tatsächlichen Verlauf und die tatsächliche Abschwächung des Röntgenstrahls durch das geschätzte Objekt möglichst genau nachzuahmen (x-ray source model).

Dementsprechend wird der auf dem Röntgendetektor auftreffende Strahl auch nicht punktförmig dargestellt, wie bei der FBP angenommen, sondern flächig. Dieser Vorgang wird für verschiedene Blickwinkel und Anordnungen wiederholt, wodurch der Wert des entsprechenden Voxels angepasst wird (image voxel model). In gleicher Art und Weise wird auch die Detektorgröße und -form betrachtet (detector model). Diese drei Prozesse können als Systemoptik (system optics) zusammengefasst werden (siehe Abbildung 8).

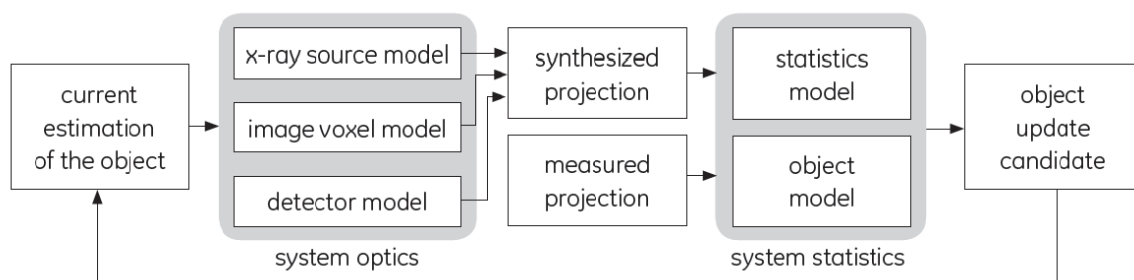


Abbildung 8 Fließdiagramm des Ablaufs einer iterativen Rekonstruktion²⁹

Diese künstlich gewonnenen Objektwerte werden nun mit den tatsächlichen Messungen verglichen. Der Grad der Abweichung zwischen den Messungen zeigt, inwieweit noch eine Verbesserung und Anpassung der Daten nötig ist. Das Ziel ist es, die Unterschiede zwischen den Messungen so klein wie möglich zu halten.

Für den Verbesserungsprozess können sowohl Schwankungen in der Projektionsmessung durch Photonenstatistik, als auch die Photonenstatistik einer einzelnen Messung verwendet werden (statistics model). Außerdem geht man davon aus, dass falls ein einzelner Voxelwert sehr stark von den Werten neben sich abweicht, diese Abweichung sehr wahrscheinlich aufgrund von Rauschen oder statistischer Fluktuation zustande kommt und nicht die wahre anatomische Begebenheit darstellt (object model).

Nachdem all diese Optimierungsprozesse durchgeführt wurden, durchlaufen die Daten ein weiteres Mal diesen gesamten Prozess, um eine noch bessere Aufnahme zu erhalten.

Durch iterative Rekonstruktion kann zwar eine hervorragende Bildqualität erreicht werden, jedoch benötigt dieser Rekonstruktionsalgorithmus eine extrem hohe Rechnerleistung und ist deshalb noch sehr zeitintensiv.³⁰ Es hat sich gezeigt, dass vor allem die Erstellung und Modulation der Systemoptik eine sehr große Rechnerleistung benötigt. Dieser Anteil des Rekonstruktionsalgorithmus ist vor allem für die räumliche Auflösung verantwortlich, wohingegen die Systemstatistik weniger Rechnerleistung benötigt und weitestgehend für die Reduktion des Bildrauschens verantwortlich ist. Auf diesem Wissen aufbauend, wurde die adaptive statistische iterative Rekonstruktion (ASIR) entwickelt, die im folgenden Punkt beschrieben wird.²⁹

1.6.3 Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR)

ASIR ist ein iterativer Rekonstruktionsalgorithmus. Aufbauend auf den oben beschriebenen Erkenntnissen, dass das Erstellen der Systemoptik sehr rechnerintensiv ist, das Erstellen der Systemstatistik jedoch nicht, wurde bei der Entwicklung von ASIR das Hauptaugenmerk auf die Systemstatistik und somit auf die Verminderung des Bildrauschens gelegt. Bei Untersuchungen, die Einschränkungen der Bildqualität aufgrund von Bildrauschen in der Rekonstruktion durch zu niedrige Dosis haben, kann durch ASIR eine Verbesserung erreicht werden. Solche Einschränkungen treten beispielsweise bei übergewichtigen Patienten oder low-dose Programmen auf.^{31,32} Mit Hilfe dieser Technik kann also sowohl Bildrauschen als auch die Artefaktanfälligkeit der CT vermindert werden und ein homogeneres und kontrastreicheres Bild gewonnen werden.^{28,31-38}

Derzeit kann die ASIR Rekonstruktionstechnik aufgrund von zu geringen Rechnerleistungen noch nicht für "Realtime" Bildmodi wie Bolustracking verwendet werden, denn zwischen der Aufnahme und dem ersten Bild auf dem Bildschirm liegen etwa 40 Sekunden.^{35,36} Diese Zeitverzögerung ist aber für praktische alle klinischen Fragestellungen nicht von Relevanz.

Die iterative Rekonstruktionstechnik ist bereits länger bekannt, doch war sie bisher für den klinischen Alltag nicht anwendbar, da die Rekonstruktionszeiten zu lang waren. Da ASIR nur eine begrenzte Anzahl von Wiederholungen für seine Rekonstruktion benutzt und auf die Systemstatistik fokussiert, konnte die Rekonstruktionszeit soweit gesenkt werden, dass die ASIR-Rekonstruktion nur noch 30% länger dauert als die Rekonstruktion allein mit FBP.^{31,33-35,39}

Da der ASIR-Rekonstruktionsalgorithmus auf den Daten der FBP aufbaut, ist es möglich, ASIR nur in einem gewissen Prozentsatz der Rekonstruktion hinzuzuschalten. Zum Beispiel ist es bei einer Aufnahme möglich, dass 30% mit ASIR rekonstruiert werden und 70% über die herkömmliche FBP.

Ein möglicher Nachteil der ASIR Rekonstruktionstechnik ist, dass bei Verwendung von 100% ASIR das Bild durch das weitgehende Fehlen von Bildrauschen zu homogen erscheint und dadurch Läsionen mit geringem Kontrast zur Umgebung maskiert werden können. Diesem Effekt kann man entgegenwirken, indem man ASIR nur in geringerer Prozentzahl zur Rekonstruktion hinzuschaltet. Dabei ist allerdings das optimale Maß an ASIR für die meisten Untersuchungen noch nicht ausreichend bekannt.³¹⁻³³

1.6.4 High Definition Modus (HD-Modus)

Der HD-Modus ermöglicht laut Hersteller eine 2,5-fache Erhöhung der Aufnahmen pro Rotation, er senkt die Faltungsverzerrung und erhöht dadurch die Bildqualität. Außerdem wird ein spezielles Abtastmuster benutzt um die räumliche Auflösung zu verbessern. Mit dem HD-Modus können sowohl Aufnahmen mit FBP als auch mit ASIR unterstützt werden.³⁶ Die Abbildung 9 veranschaulicht, dass mit dem HD-Modus ein kontrastreicheres und schärferes Bild entsteht.²⁹

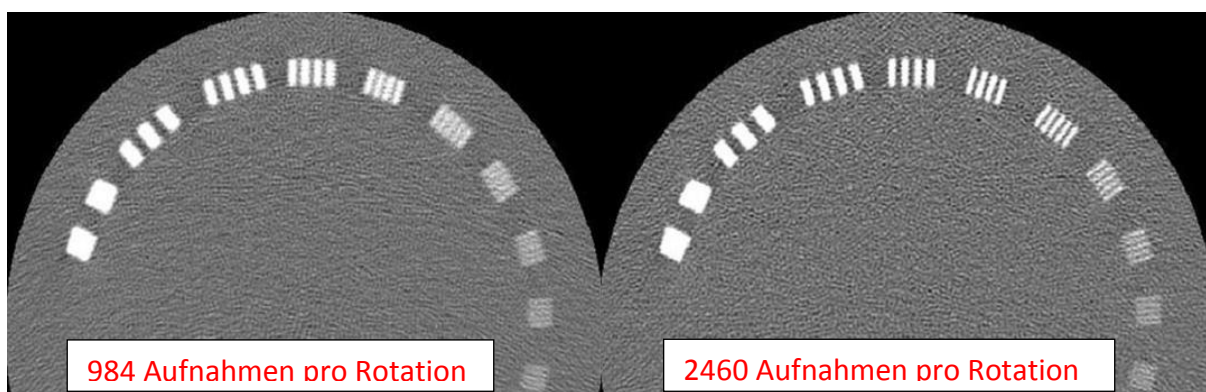


Abbildung 9 Vergleich der Auflösung ohne (rechts) und mit (links) HD-Modus²⁹

1.6.5 Gemstone Szintillator

Der so genannte Gemstone Szintillator besteht aus einem Material, welches eine kubische Granatstruktur besitzt und sich durch hohe Transparenz auszeichnet. Die Herstellung erfolgt durch Sintern, was im Vergleich zur Kristallisierung kostengünstiger und zeitsparend ist. Außerdem erhält man eine größere Strukturhomogenität, welche wiederum für eine hohe Bildqualität benötigt wird.

Der Gemstone Szintillator hat eine sehr hohe Primärgeschwindigkeit. Die Primärgeschwindigkeit beschreibt, wie schnell ein Szintillator auf die Anregung durch Röntgenstrahlung reagiert. Damit ist die Zeit gemeint, die der Szintillator benötigt um nach dem Auftreffen von Röntgenstrahlung die ersten Signale zu senden. Diese Zeitspanne liegt im Bereich von Nanosekunden. Außerdem bezieht sich die Primärgeschwindigkeit auch auf die Zeit, die der Szintillator nach Beendigung der Stimulation braucht, bis er keine Signale mehr sendet. Diese Zeit konnte beim Gemstone Szintillator auf 0,3 μ s gesenkt werden. Damit ist er bis zu 100-mal schneller als andere verfügbare Szintillatoren. Eine hohe Primärgeschwindigkeit bringt den Vorteil von geringerem Bildrauschen und weniger Bildartefakten, da sich die Informationen der einzelnen Blickwinkel nicht miteinander vermischen und deshalb eine genauere Abgrenzung der einzelnen Voxel möglich ist.

Vergleicht man die Lichtleistung des Gemstone Szintillators mit anderen Szintillatoren, so kommt man zu vergleichbaren Lichtleistungswerten. Die Lichtleistung ist ein Maß für die Effektivität des Szintillators und beschreibt die Anzahl der Photonen, die durch eine bestimmte Röntgenstrahlendosis am Szintillator entsteht. Sie ist abhängig von der Transparenz des Szintillators und dem Material, dass zur Reflexion verwendet wird.

Das Emissionsspektrum des Gemstone Szintillators liegt zwischen 500nm und 700nm mit einem Maximum bei 585nm. Aufgrund der isotropen Brechungsindizes der kleinsten Kristalleinheiten des Gemstone Szintillators ist dieser komplett transparent. Dadurch ist spektrale Linearität gegeben und die Bildqualität kann durch verringertes Bildrauschen und weniger spektrale Artefakte verbessert werden.²⁹

1.7 Allgemeine Strahlenbelastung

Das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) erstellt jährlich einen Bericht zu Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung. Im Bericht von 2008 konnte gezeigt werden, dass in Deutschland die durchschnittliche Strahlenbelastung durch die natürliche Strahlung pro Jahr bei etwa 2,1 mSv pro Person lag. Diese setzt sich zusammen aus 1,1 mSv durch Einatmung von Radon und seinen Zerfallsprodukten, 0,7 mSv durch die Exposition mit Höhen- und Bodenstrahlung sowie 0,3 mSv durch Ingestion radioaktiver Isotope. Ähnliche Werte konnten auch für andere europäische Länder aufgezeichnet werden.

1.7.1 Strahlenbelastung durch CT

Die durchschnittliche jährliche Strahlenbelastung durch medizinische Diagnostik belief sich 2006 in Deutschland auf 1,9 mSv pro Person.⁴⁰ Dabei wurden CT-Untersuchungen mit einer Häufigkeit von 7% angefordert. Der Anteil der CT-Untersuchungen an der kumulativen Strahlenbelastung lag allerdings bei 56 % (siehe Abbildung 10).

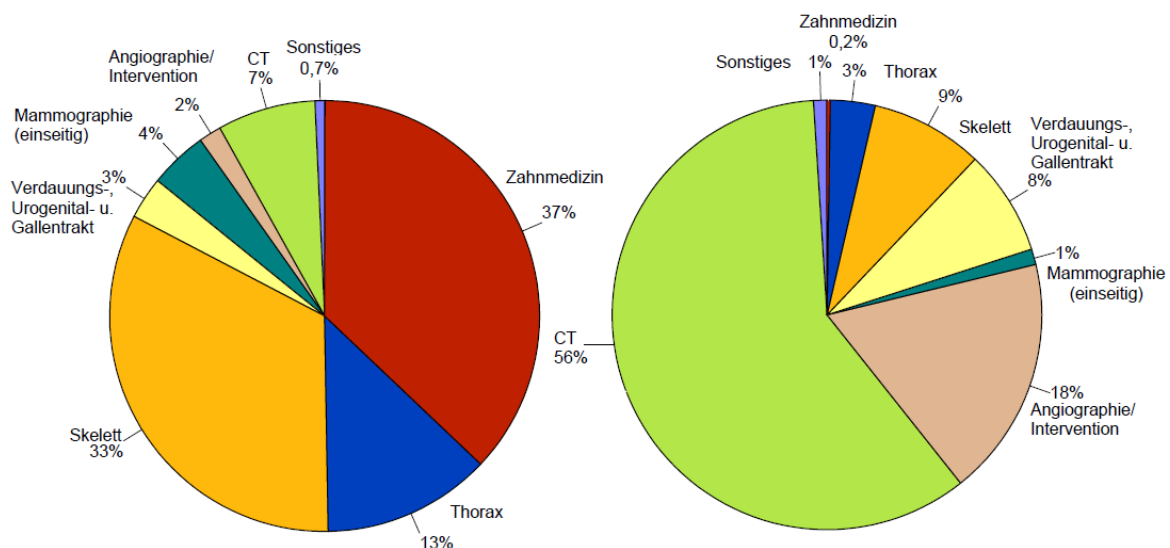


Abbildung 10 Auflistung des prozentualen Anteils der Anforderungen der unterschiedlichen Untersuchungen in Deutschland im Jahr 2006 (links) und Auflistung des prozentualen Anteils der einzelnen Untersuchungen an der effektiven Dosis in Deutschland im Jahr 2006 (rechts)⁴¹

In Großbritannien (GB) wurden etwa 2 Millionen CT-Untersuchungen im Jahr 2003 durchgeführt, was 7% aller angeforderten radiologischen Untersuchungen entsprach. Allerdings machten die CT-Untersuchungen 47% der Strahlenbelastung durch medizinische Strahlenexposition aus.⁴² Während der Anteil des konventionellen Röntgens an der Strahlenbelastung in etwa gleich geblieben ist, hat sich der Anteil der CT-Untersuchungen an der Strahlenbelastung innerhalb von 5 Jahren fast verdoppelt (siehe Abbildung 11).

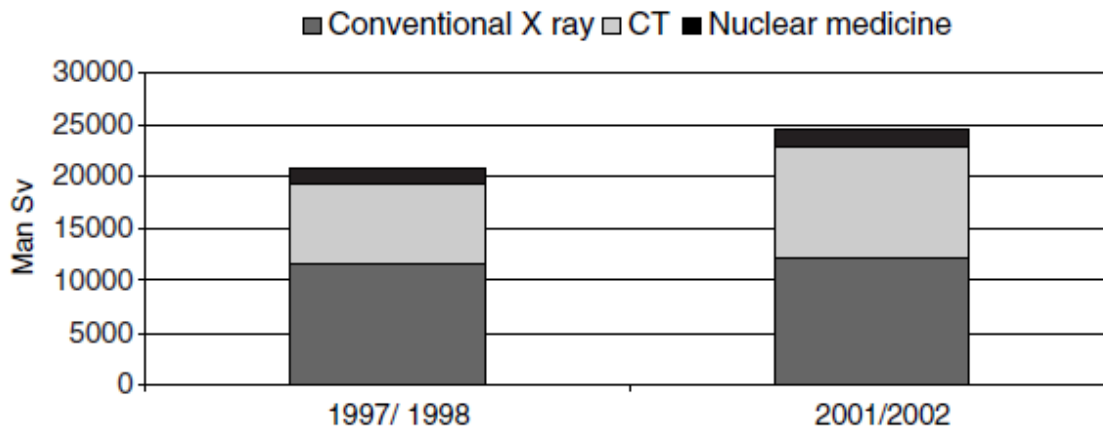


Abbildung 11 Jährliche Gesamtdosis durch medizinische Untersuchungen in GB⁴

Auch Broder et al. untersuchten, die Verwendung der CT in der Notaufnahme zwischen 2000 und 2005 bei 27 625 erwachsenen Patienten. Sie unterteilten die Patienten in fünf Untergruppen.

Aufnahmen von:

- Kopf
- HWS
- Thorax
- Abdomen
- Sonstige

Sie kamen zu dem Ergebnis, dass über den untersuchten Zeitraum sämtliche Untersuchungen eine Zunahme in der Verwendung gefunden haben. Am größten war die Zunahme bei den HWS-Untersuchungen, die eine Steigerung um 463 % zu verzeichnen hatten. Die Gesamtpatientenzahl (ED volume) in der Notaufnahme nahm über den Zeitraum nur um 13 % zu (siehe Abbildung 12)⁴³.

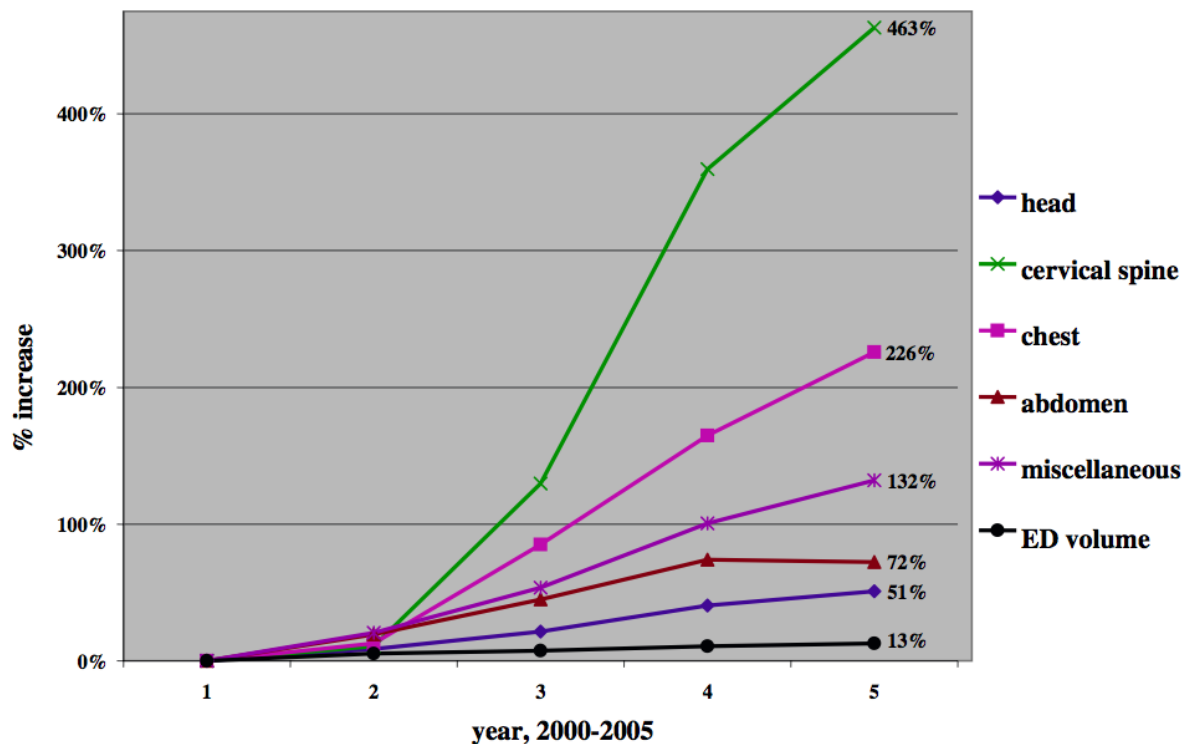


Abbildung 12 Entwicklung der Verwendung von CT-Untersuchungen in der Notfalldiagnostik bei Erwachsenen zwischen 2000 und 2005⁴³

Ähnliche Effekte konnten auch in anderen europäischen Ländern beobachtet werden.⁴⁰

Es muss bei der Bewertung dieser Zahlen aber beachtet werden, dass etwa 15 - 20% der effektiven Dosis durch medizinische Diagnostik auf Krebspatienten entfällt. Außerdem ist der Anteil der CT-Untersuchungen bei Krebspatienten weit höher als der bei der Normalbevölkerung. Des Weiteren ist die effektive Dosis bei Tumorerkrankungen mit schlechter Prognose weit höher als bei guter Prognose. So kann man davon ausgehen, dass die CT-Diagnostik auf der einen Seite einen hohen Stellenwert in der Tumordiagnostik hat, andererseits aber wahrscheinlich auch die Indikation für ein CT bei Krebspatienten häufiger gestellt wird, da bei diesen Patienten der Nutzen durch die Untersuchung höher ist als das Risiko durch die Strahlenbelastung.

Es muss auch beachtet werden, dass mehr als 60 % der Röntgenuntersuchungen bei Patienten über 60 Jahren und nur 5 % der Untersuchungen an Kindern und Jugendlichen unter 20 Jahren durchgeführt werden. Bei jüngeren Patienten werden außerdem eher konventionelle Röntgenuntersuchungen durchgeführt, wohingegen dosisintensivere Untersuchungen eher bei älteren Patienten durchgeführt werden.⁴⁰

1.8 Gefahren der ionisierenden Strahlung

Die Auswirkungen der Strahlung können unterteilt werden in direkte und indirekte Strahlenwirkung. Bei der direkten Strahlenwirkung wird das Biomolekül direkt von der einfallenden Strahlung getroffen, wodurch direkte Schäden an der DNA oder an Membranen entstehen. Dieser Effekt spielt jedoch bei der im CT zum Einsatz kommenden Strahlung eine untergeordnete Rolle. Wichtiger ist die indirekte Strahlenwirkung, bei welcher die Strahlung zunächst mit Wassermolekülen in Interaktion tritt, wodurch freie Wasserradikale entstehen. Diese Wasserradikale können auch in umliegende Strukturen diffundieren und verursachen dort Schäden an der DNA, wie zum Beispiel Basenveränderungen oder Strangbrüche. Je höher die Strahlendosis, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit von Schäden an der DNA. Durch die Reparaturmechanismen des Körpers können die meisten Strahlenschäden an der DNA behoben werden. Durch fehlerhafte oder fehlende Reparatur kann es zur Kanzerogenese oder dem direkten Zelltod kommen. Die letale Strahlendosis beträgt für nicht-proliferierendes Gewebe etwa 100 Gy, wird also auch bei multiplen CT-Untersuchungen bei weitem nicht erreicht. Proliferierende Zellen verlieren schon ab einer Dosis von 2 Gy ihre Proliferationsfähigkeit, doch auch von diesem Wert ist man bei CT-Untersuchungen weit entfernt.⁴⁴ Ausschlaggebend ist aber nicht nur die Dauer und Höhe der Exposition, sondern auch deren räumliche Verteilung. Wird zum Beispiel ein sehr kleiner Körperbereich kurz mit einer relativ hohen Dosis bestrahlt, so können dort an einzelnen Zellen mehrere Schäden gleichzeitig entstehen, welche dann nicht mehr behoben werden können.⁴⁵

Es gibt noch eine weitere Unterteilung in deterministische und stochastische Strahlenwirkungen. Unter deterministischen Strahlenwirkungen versteht man, dass Effekte, die einen direkten Bezug zur Strahlenexposition haben nach Überschreiten eines bestimmten Schwellenwertes auftreten. Diese Effekte treten Tage bis Wochen nach der Exposition auf und die Schwellenwerte sind gewebetypisch. Erste Schäden entstehen ab einer Dosis von 0,1-0,5 Sv. Besonders strahlenempfindliche Organe sind das z.B. blutbildende System, Schleimhäute des Magen-Darm-Traktes und der Luftwege, sowie die Keimdrüsen und embryonales Gewebe.

Die Wahrscheinlichkeit der Entstehung einer Strahlenwirkung ist abhängig von der Höhe, der Dauer und dem Ausmaß der Strahlenexposition und wird Schadensrisiko genannt.⁴⁶

Die stochastischen Strahlenwirkungen beschreiben die dosisunabhängige Wahrscheinlichkeit einer Strahlenwirkung. Wird durch Strahlung der Informationsgehalt einer Zelle verändert und dieser Fehler nicht wieder vollständig beseitigt, so behält die Zelle ein mögliches Entartungspotential. Je nachdem, ob es sich bei der geschädigten Zelle um eine Körperzelle oder eine Keimzelle handelt, besteht die Gefahr der Krebsentstehung im eigenen Körper oder aber auch der Weitergabe dieser Schäden an die nächste Generation.

2 Zielsetzung

Ziel dieser Studie ist es, herauszufinden, ob mit ASIR eine Dosisreduktion bei HWS-CT-Untersuchungen möglich ist und wie sich diese Dosisreduktion auf die Qualität und Beurteilbarkeit der Aufnahmen auswirkt.

Bis jetzt gibt es noch keine Studie, welche die Dosisreduktion durch ASIR in Bezug auf die HWS-Diagnostik untersucht hat. Die bisherige Datenlage zeigt, dass bis jetzt die CT-Untersuchung der HWS weit mehr Strahlung appliziert als eine konventionelle Röntgenaufnahme in zwei Ebenen.

Trotz der höheren Strahlenbelastung gibt es viele Indikationen für die CT-Diagnostik, da Verletzungen der HWS mittels CT sehr gut diagnostiziert und beurteilt werden können. Es ist jedoch sinnvoll zu untersuchen, ob eine Dosisreduktion ohne Verlust von Bildqualität mit den neuen Technologien möglich ist, um das Einsatzspektrum der CT eventuell zu verbreitern.

3 Material und Methoden

3.1 Patientenkollektiv

Retrospektiv wurden aus dem PACS Untersuchungen der HWS ausgewählt. Es wurden zunächst für das CT-Gerät mit FBP (LightSpeed VCT XT, GE Healthcare, Waukesha, WI, USA) Daten vom 23. April 2009 bis zum 16. November 2009 und für das neue CT-Gerät mit ASIR (Discovery 750HD, GE Healthcare) Daten vom 19. Januar 2010 bis zum 27. April 2010 gesichtet. Aus diesen Untersuchungen wurden diejenigen Patienten ausgewählt, welche aufgrund des Verdachts einer HWS-Verletzung eine CT-Untersuchung der HWS bekommen haben.

In einem nächsten Schritt wurden die Aufnahmen hinsichtlich der passenden Untersuchungsgrenzen ausgewählt. Das bedeutet für diese Studie, dass nicht mehr als der 3. Brustwirbel in kaudaler Richtung abgebildet sein sollte und in kranialer Richtung sollte die Aufnahme nicht über das Orbitadach reichen. Traf einer der beiden Fälle zu oder beide, so wurden die Daten von der Studie ausgeschlossen, da ansonsten die Streubreite der einzelnen Untersuchungen bezüglich der applizierten Strahlendosis zu groß gewesen wäre.

Am Ende wurden in der Interventionsgruppe 80 Patienten (31 Frauen und 49 Männer) in die Studie eingeschlossen und in der Kontrollgruppe 67 Patienten (37 Frauen und 30 Männer).

Die Studie wurde bei der zuständigen Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der LMU München angemeldet. Aufgrund des retrospektiven Designs der Studie und der Anonymisierung der Daten war ein formeller Ethikantrag nicht notwendig.

3.2 Geräteeinstellung

Die Geräteeinstellungen konnten aus den gespeicherten Daten der einzelnen Programme entnommen werden. Es wurde ein Standardkombinationsprogramm von Schädel und HWS verwendet, von welchem für diese Studie nur die HWS-Aufnahmen ausgewertet wurden. In Tabelle 1 sind die genauen Geräteeinstellungen aufgelistet.

	VCT	HD 750
Rotationsdauer	0,5	0,5
Pitch	0,531:1	0,531:1
mm/Umdrehung	10,62	10,62
Röhrenspannung	120 kV	120 kV
Röhrenstrom	max 300 mA	max 300 mA
Noise-index	5	25
ASIR VS 30	-	+
Kernel	Bone Plus	HD Bone Plus*

Tabelle 1 Geräteeinstellungen

*HD Bone Plus entspricht dem Faltungskern von Bone Plus und es ist zusätzlich der HD-Modus zugeschaltet

3.3 Dosiserfassung

Um die Dosis der einzelnen Patienten zu berechnen und zu vergleichen, wurde das automatisch generierte Dosisprotokoll zu Hilfe genommen. Aus diesem wurden das Dosislängenprodukt (DLP) und der Computed Tomography Dose Index (CTDI) übernommen. Die Scanlänge musste aus der Ober- und Untergrenze des Untersuchungsbereiches berechnet werden.

Über das DLP kann die effektive Dosis des Patienten mit Hilfe eines Konversionsfaktors abgeschätzt werden. ⁴⁷

3.4 Qualitätsbewertung

Zur Untersuchung der Qualität wurde bei den Aufnahmen der Patienten beider Gruppen eine sogenannte "Region of Interest" (ROI) generiert, mit welcher man das Bildrauschen objektiv messen kann. Das Bildrauschen ist definiert als die Standardabweichung des Mittelwerts der Dichtemessung in der ROI. Das Rauschen wurde mit Hilfe eines 1 cm^2 großen ROIs auf Höhe von Halswirbel 3 (HWK 3) in der Nackenmuskulatur und auf Höhe von Halswirbel 7 (HWK 7) im Musculus sternocleidomastoideus gemessen. Dabei wurde darauf geachtet, dass sich keine Fremdkörper oder andere anatomische Strukturen, außer Muskulatur, innerhalb des ROIs befinden, da ansonsten die Messungen verfälscht werden könnten.

Zur subjektiven Bewertung der Bildqualität wurden alle Aufnahmen von einem Radiologen mit acht Jahren Erfahrung bei der Befundung von HWS-CT-Aufnahmen betrachtet. Da es sich um ein schon etabliertes Untersuchungsprotokoll handelt, haben wir auf die Beurteilung durch einen zweiten Radiologen verzichtet. Die Bilder wurden in zufälliger Reihenfolge, ohne eine Information ob es sich um die Interventions- oder Kontrollgruppe handelt, gezeigt und die Qualität wurde mittels eines 3-stufigen Punktesystems bewertet. Zwei Punkte bedeutete gut beurteilbar, ein Punkt eingeschränkt beurteilbar und null Punkte bedeuteten nicht beurteilbar. Hinsichtlich dieser Einteilung wurden jeweils der dritte und der siebte Halswirbel auf die jeweilige Beurteilbarkeit bewertet. Dem Radiologen standen alle Bilder inklusive der sagittalen und koronaren Rekonstruktionen zur Bewertung zur Verfügung. Außerdem konnte er frei die Fensterung der Bilder und die Vergrößerung wählen.

3.5 Erfassung des Halsdurchmessers

Um sicher zu stellen, dass die Unterschiede in der Dosis nicht aufgrund von Unterschieden in der Körperstatur der Probanden entstanden sind, führten wir Messungen der Halsdicke durch. Hierfür wurde auf den frontalen und lateralen Scoutaufnahmen auf Höhe von HWK 7 der Durchmesser des Halses gemessen.

3.6 Statistik

Die statistischen Analysen wurden mit PASW Statistics 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt.

Die deskriptiven Statistiken von CTDI, DLP, Scanlänge, Alter sowie den subjektiven und objektiven Qualitätsbewertungen von HWK 3 und HWK 7 von Kontroll- und Interventionsgruppe wurden mittels Mittelwert, Minimum und Maximum sowie Standardabweichung dargestellt. Zusätzlich wurden die Mittelwerte beider Gruppen mit dem Mann-Whitney-U-Test verglichen. Mit dem Wilcoxon-Test wurde die subjektive Qualitätsbewertung auf statistische Relevanz geprüft.

4 Ergebnisse

4.1 Patienten

Zwischen der Kontroll- und Interventionsgruppe gab es keine signifikante Unterschiede im Alter ($p=0,339$).

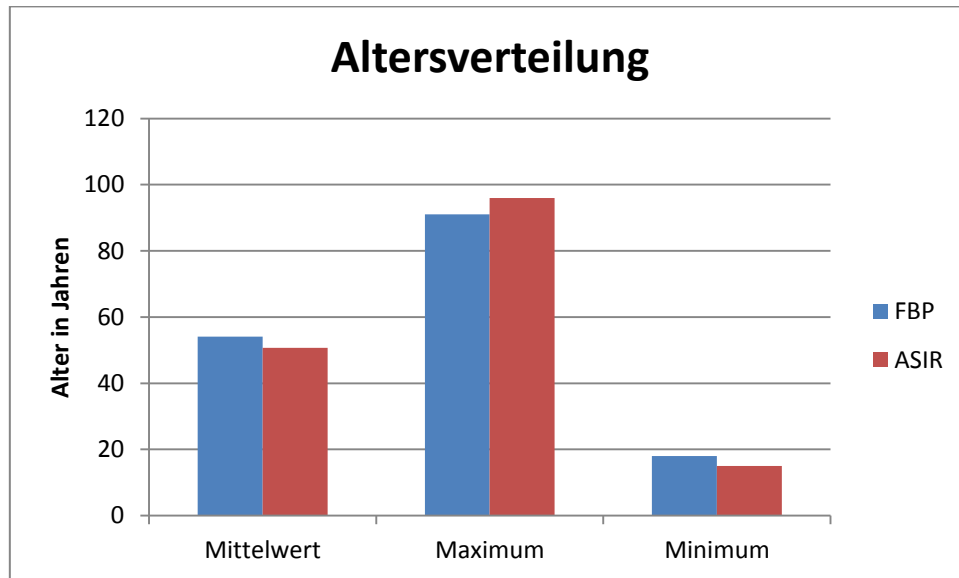


Diagramm 1 Altersverteilung in der Interventionsgruppe (ASIR) und der Kontrollgruppe (FBP)

4.2 Dosis

Die statistischen Auswertungen von CTDI, Scanlänge und DLP zeigten, dass trotz signifikant erhöhter Scanlänge ($p = 0,013$) in der Interventionsgruppe die Werte für das DLP signifikant gesunken sind ($p < 0,01$). Auch die Mittelwerte für den CTDI sanken in der Interventionsgruppe signifikant ($p < 0,01$).

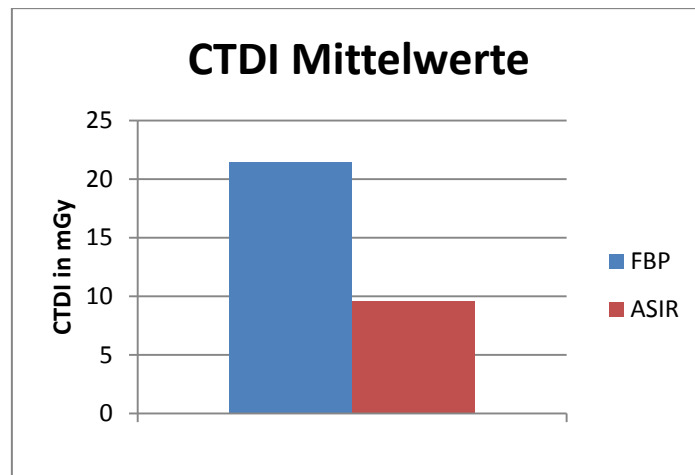


Diagramm 2 Mittelwerte des CTDI in mGy für die Interventionsgruppe (ASIR) und die Kontrollgruppe (FBP)

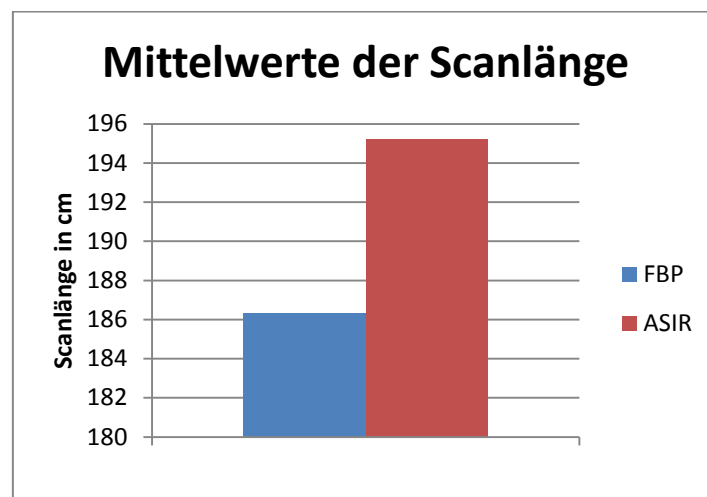


Diagramm 3 Mittelwerte der Scanlänge in cm für die Interventionsgruppe (ASIR) und die Kontrollgruppe (FBP)

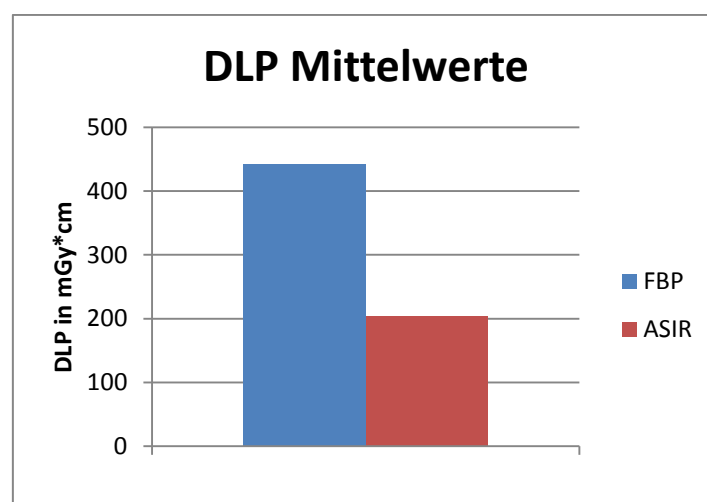


Diagramm 4 Mittelwerte des DLP in mGy*cm für die Interventionsgruppe (ASIR) und die Kontrollgruppe (FBP)

Mit Hilfe des Umrechnungsfaktors 0,0054 zur Bestimmung der effektiven Dosis (ED)⁴⁸, konnte gezeigt werden, dass die geschätzte effektive Dosis in der Interventionsgruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe von 2,38 mSv auf 1,1 mSv gesenkt werden konnte, was eine Dosisreduktion um 53,8 % bedeutet (Siehe Diagramm 5). Der CTDI als ein von der Scanlänge unabhängiger Dosisindikator konnte in der Interventionsgruppe sogar um 55,3% gesenkt werden.

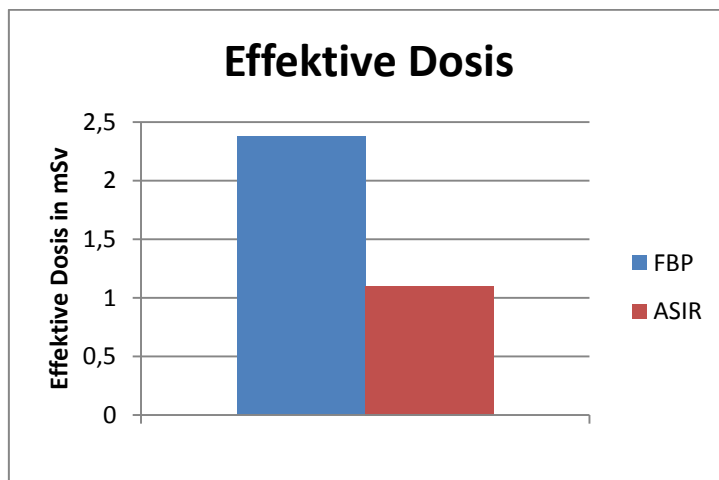


Diagramm 5 Effektive Dosis in mSv für die Interventionsgruppe (ASIR) und die Kontrollgruppe (FBP)

	<u>Kontrollgruppe (FBP)</u>	<u>Interventionsgruppe (ASIR)</u>
<u>Patienten</u>	67	80
<u>CTDI (mGy)</u>		
Mittelwert ± Standardabweichung	21,43±1,44	9,57±3,36
Maximum	21,93	20,85
Minimum	14,62	5
<u>Scanlänge (cm)</u>		
Mittelwert ± Standardabweichung	186,3±23,64	195,21±26,82
Maximum	261,8	261,8
Minimum	142	118,8
<u>DLP (mGy*cm)</u>		
Mittelwert ± Standardabweichung	441,15±51,73	204,23±68,05
Maximum	591,28	418,44
Minimum	286,48	86,7
<u>Effektive Dosis (mSv)</u>	2,38	1,1

Tabelle 2 Ergebnisse für CTDI, Scanlänge, DLP und effektive Dosis

4.3 Qualität

4.3.1 Subjektive Bewertung

Die subjektive Qualitätsbewertung durch den Radiologen zeigte, dass sich keine Unterschiede in der Beurteilbarkeit der CT-Aufnahmen zwischen FBP und ASIR durch die Dosisreduktion (siehe Diagramm 6 und Diagramm 7). Der dritte Halswirbel wurde bei allen Untersuchungen unabhängig vom verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus immer mit 2 Punkten bewertet. Sowohl bei den FBP- als auch bei den ASIR-Aufnahmen zeigten sich auf Höhe des siebten Halswirbels bei wenigen Aufnahmen eine eingeschränkte Beurteilbarkeit (FBP 3%, ASIR 7,5%). Der Unterschied war nicht statistisch signifikant. ($p = 0,231$) Zum Vergleich sind in Abbildung 17, Abbildung 22, Abbildung 27 und Abbildung 32 exemplarisch gute und schlechte Aufnahmen der Interventions – und Kontrollgruppe dargestellt.

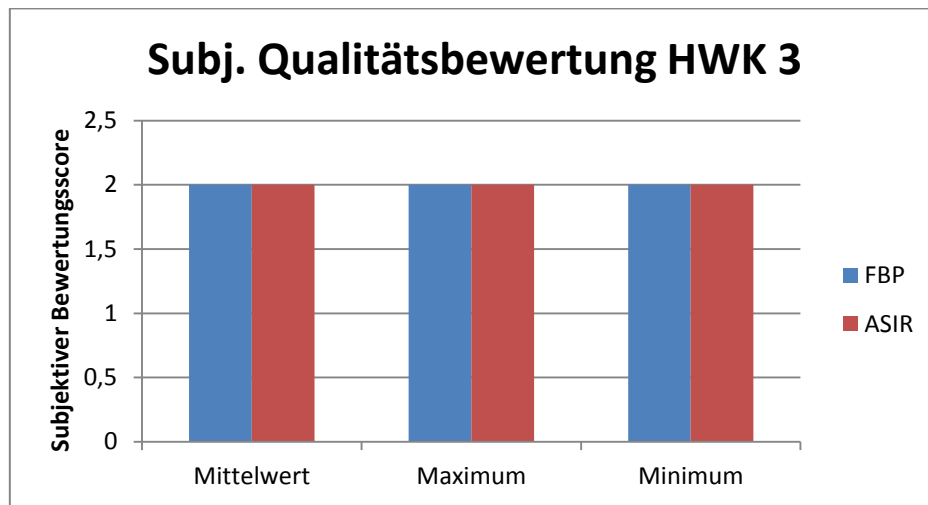


Diagramm 6 Subjektive Qualitätsbewertung auf Höhe von HWK 3 für die Interventionsgruppe (ASIR) und die Kontrollgruppe (FBP)

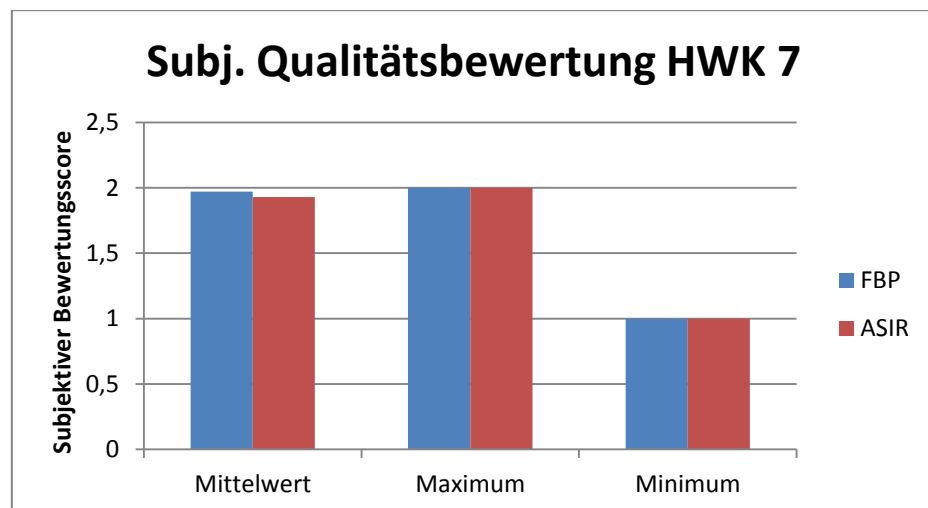





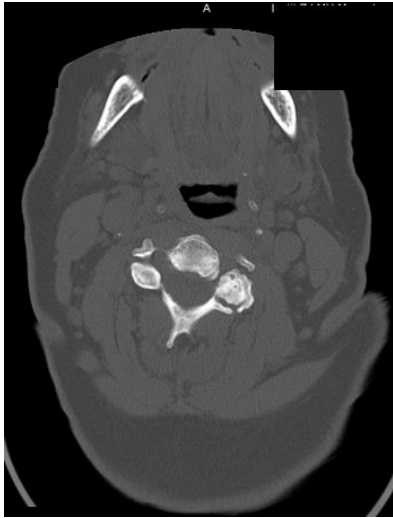

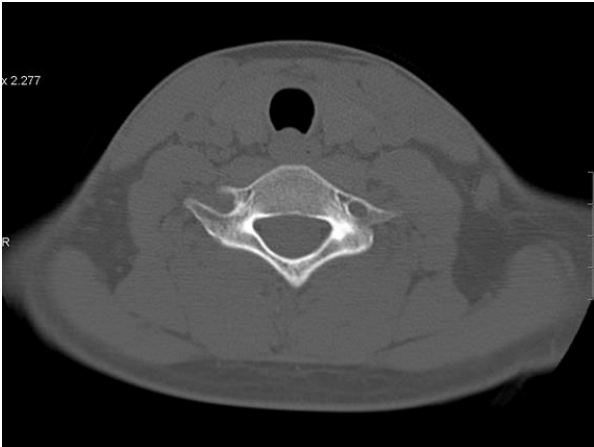
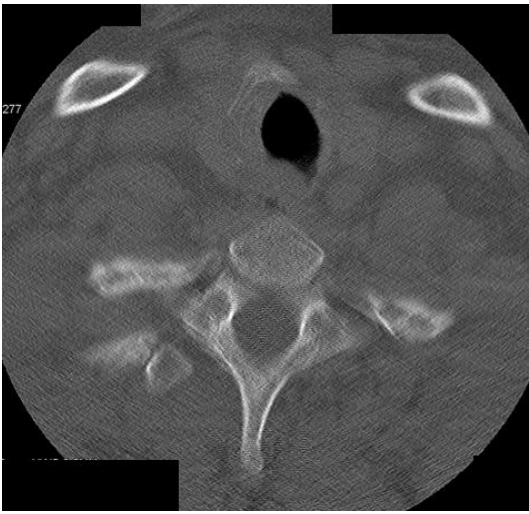
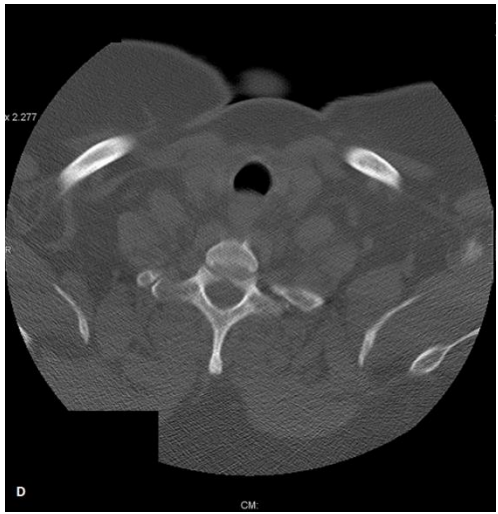






Diagramm 7 Subjektive Qualitätsbewertung auf Höhe von HWK 7 mittels des Bewertungsscores für die Interventionsgruppe (ASIR) und die Kontrollgruppe (FBP)

<u>Interventionsgruppe</u>	<u>Kontrollgruppe</u>
 <p data-bbox="196 882 772 965">Abbildung 13 Sagittale Aufnahme, die mit zwei Scorepunkten bewertet wurde</p>	 <p data-bbox="812 882 1388 965">Abbildung 14 Sagittale Aufnahme, die mit zwei Scorepunkten bewertet wurde</p>
 <p data-bbox="196 1603 772 1688">Abbildung 15 Sagittale Aufnahme, die mit einem Scorepunkt bewertet wurde</p>	 <p data-bbox="812 1603 1388 1688">Abbildung 16 Sagittale Aufnahme, die mit einem Scorepunkt bewertet wurde</p>
<p data-bbox="196 1688 1388 1742">Abbildung 17 Sagittale Aufnahmen der Interventions- und der Kontrollgruppe, die mit zwei bzw. einem Scorepunkt bewertet wurden</p>	

Interventionsgruppe	Kontrollgruppe
 <p data-bbox="225 891 746 976">Abbildung 18 Axiale Aufnahme auf Höhe von HWK 3, die mit zwei Scorepunkten bewertet wurde</p>	 <p data-bbox="847 891 1369 976">Abbildung 19 Axiale Aufnahme auf Höhe von HWK 3, die mit zwei Scorepunkten bewertet wurde</p>
 <p data-bbox="217 1617 753 1702">Abbildung 20 Axiale Aufnahme auf Höhe von HWK 3, die mit einem Scorepunkt bewertet wurde</p>	 <p data-bbox="837 1617 1377 1702">Abbildung 21 Axiale Aufnahme auf Höhe von HWK 3, die mit einem Scorepunkt bewertet wurde</p>
<p data-bbox="196 1713 1398 1765">Abbildung 22 Axiale Aufnahmen auf Höhe von HWK 3 der Interventions- und der Kontrollgruppe, die mit zwei bzw. einem Scorepunkt bewertet wurden</p>	

Interventionsgruppe	Kontrollgruppe
 <p data-bbox="225 763 746 846">Abbildung 23 Axiale Aufnahme auf Höhe von HWK 7, die mit zwei Scorepunkten bewertet wurde</p>	 <p data-bbox="847 763 1369 846">Abbildung 24 Axiale Aufnahme auf Höhe von HWK 7, die mit zwei Scorepunkten bewertet wurde</p>
 <p data-bbox="217 1435 754 1518">Abbildung 25 Axiale Aufnahme auf Höhe von HWK 7, die mit einem Scorepunkt bewertet wurde</p>	 <p data-bbox="839 1435 1377 1518">Abbildung 26 Axiale Aufnahme auf Höhe von HWK 7, die mit einem Scorepunkt bewertet wurde</p>
<p data-bbox="196 1525 1396 1574">Abbildung 27 Axiale Aufnahmen auf Höhe von HWK 7 der Interventions- und der Kontrollgruppe, die mit zwei bzw. einem Scorepunkt bewertet wurden</p>	

<u>Interventionsgruppe</u>	<u>Kontrollgruppe</u>
 <p data-bbox="193 891 775 981">Abbildung 28 Coronare Aufnahme, die mit zwei Scorepunkten bewertet wurde</p>	 <p data-bbox="810 891 1393 981">Abbildung 29 Coronare Aufnahme, die mit zwei Scorepunkten bewertet wurde</p>
 <p data-bbox="193 1619 775 1709">Abbildung 30 Coronare Aufnahme, die mit einem Scorepunkt bewertet wurde</p>	 <p data-bbox="810 1619 1393 1709">Abbildung 31 Coronare Aufnahme, die mit zwei Scorepunkten bewertet wurde</p>
<p data-bbox="193 1709 1393 1765">Abbildung 32 Coronare Aufnahmen der Interventions- und der Kontrollgruppe, die mit zwei bzw. einem Scorepunkt bewertet wurden</p>	

	<u>Kontrollgruppe (FBP)</u>	<u>Interventionsgruppe (ASIR)</u>
<u>Patienten</u>	67	80
<u>HWK 3</u>		
Mittelwert ± Standardabweichung	2±0	2±0
Maximum	2	2
Minimum	2	2
<u>HWK 7</u>		
Mittelwert ± Standardabweichung	1,97±0,17	1,93±0,27
Maximum	2	2
Minimum	1	1

Tabelle 3

Ergebnisse der subjektiven Qualitätsbewertung

4.3.2 Objektive Rauschmessungen

Die objektive Bewertung der Qualität mittels Rauschmessungen zeigte sowohl auf Höhe des dritten als auch des siebten Halswirbels eine signifikante Erhöhung (HWK 3: $p < 0,01$; HWK 7: $p = 0,02$) des Bildrauschens im Muskelgewebe für die Interventionsgruppe. (Siehe Diagramm 8 und Diagramm 9)

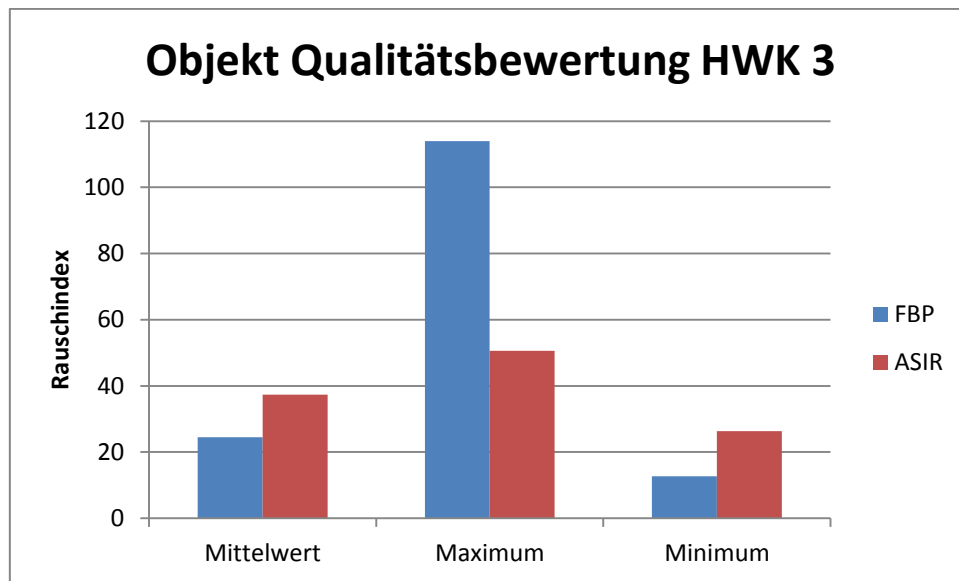


Diagramm 8 Objektive Qualitätsbewertung auf Höhe von HWK 3 mittels Bestimmung des Rauschindexes für die Interventionsgruppe (ASIR) und die Kontrollgruppe (FBP)

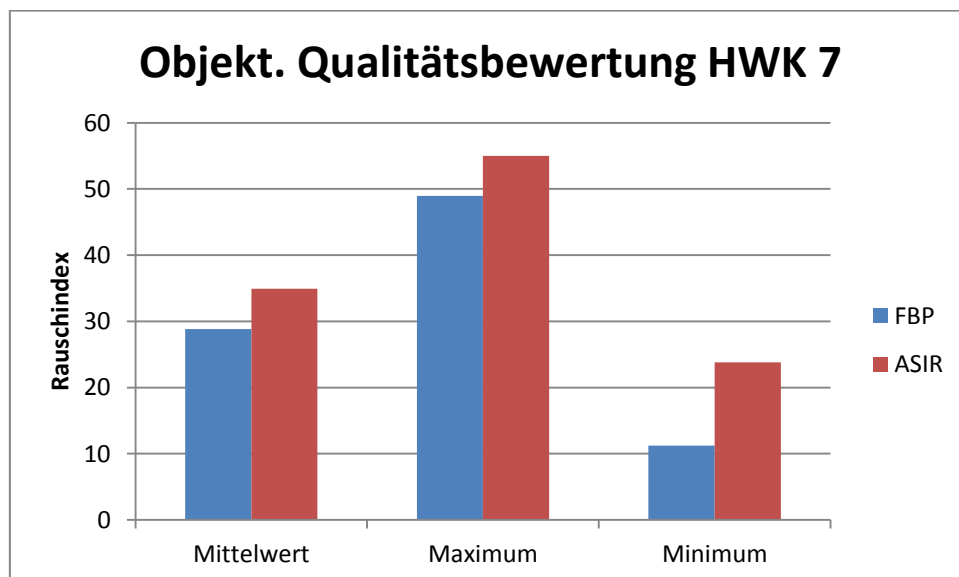


Diagramm 9 Objektive Qualitätsbewertung auf Höhe von HWK 7 mittels Bestimmung des Rauschindexes für die Interventionsgruppe (ASIR) und die Kontrollgruppe (FBP)

	<u>Kontrollgruppe (FBP)</u>	<u>Interventionsgruppe (ASIR)</u>
<u>Patienten</u>	67	80
<u>HWK 3</u>		
Mittelwert ± Standardabweichung	24,47±18,92	37,35±6,21
Maximum	113,96	50,65
Minimum	12,65	26,31
<u>HWK 7</u>		
Mittelwert ± Standardabweichung	28,82±9,29	34,93±6,66
Maximum	48,97	54,98
Minimum	11,22	23,83

Tabelle 4 Ergebnisse der objektiven Qualitätsbewertung

4.3.3 Ergebnisse der Halsdickenbewertung

Bei der Untersuchung der Halsdicke ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen (frontal: $p = 0,344$, lateral: $p = 0,754$). Die Kontrollgruppe hatte in den frontalen Aufnahmen einen durchschnittlichen Halsdurchmesser von 12,84 cm ($SD \pm 1,45$ cm) und in den lateralen Aufnahmen von 13,06 cm ($SD \pm 1,95$ cm). Der durchschnittliche Halsdurchmesser in den frontalen Aufnahmen der Interventionsgruppe war 13,03 cm ($SD \pm 1,52$ cm) und in den lateralen Aufnahmen 12,95 cm ($SD \pm 1,99$ cm). (siehe Diagramm 10 und Diagramm 11)

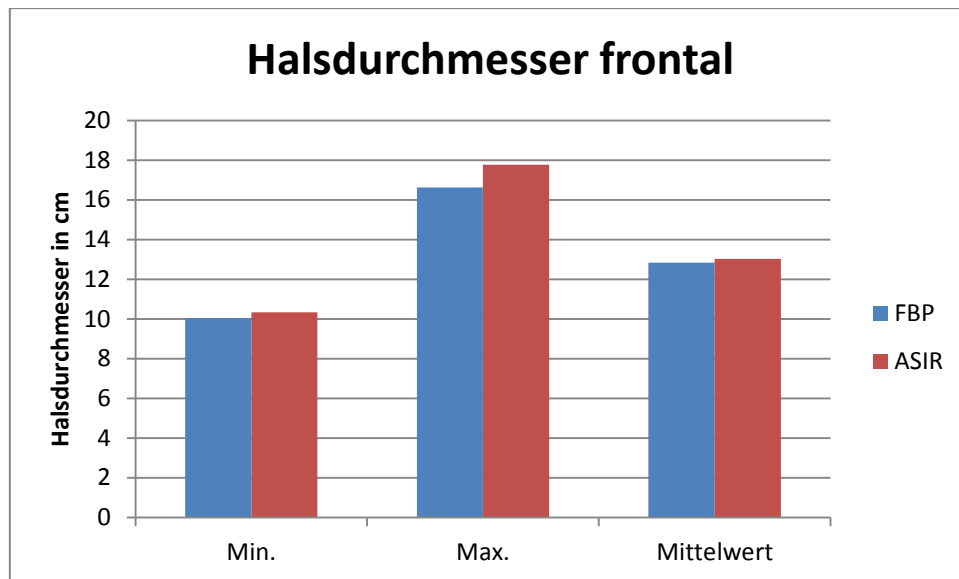


Diagramm 10 Ergebnisse der Messungen des frontalen Halsdurchmessers

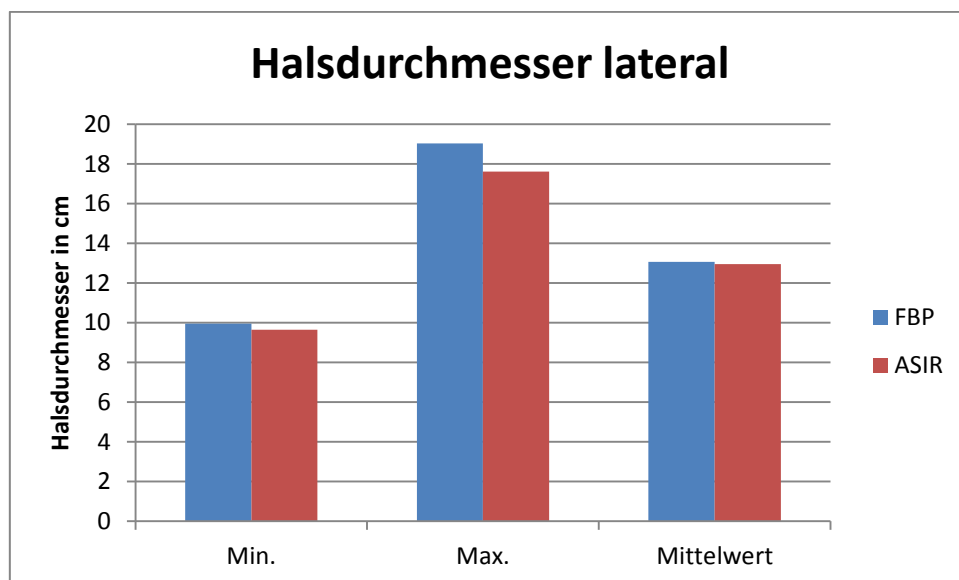


Diagramm 11 Ergebnisse der Messungen des lateralen Halsdurchmessers

	<u>Anzahl</u>	<u>Min.</u>	<u>Max.</u>	<u>Mittelwert</u>	<u>Standardabweichung</u>
<u>CTDI</u>	67	14,62	21,93	21,4276	1,43639
<u>DLP</u>	67	286,48	591,28	441,1513	51,72690
<u>Scanlänge</u>	67	142	261,8	186,303	23,6412
<u>Subjektive Qualitätsbewertung</u> <u>HWK 3</u>	67	2	2	2	0,0
<u>Subjektive Qualitätsbewertung</u> <u>HWK 7</u>	67	1	2	1,97	0,171
<u>Objektive Qualitätsbewertung</u> <u>HWK 3</u>	67	12,65	113,96	24,4678	18,92130
<u>Objektive Qualitätsbewertung</u> <u>HWK 7</u>	67	11,22	48,97	28,8237	9,29381
<u>Alter</u>	67	18	91	54,09	20,243
<u>Halsdurchmesser frontal</u>	67	10,05	16,63	12,8384	1,44984
<u>Halsdurchmesser lateral</u>	67	9,95	19,03	13,0612	1,95434

Tabelle 5 Deskriptive Statistik der Kontrollgruppe

	<u>Anzahl</u>	<u>Min.</u>	<u>Max.</u>	<u>Mittelwert</u>	<u>Standardabweichung</u>
<u>CTDI</u>	80	5,0	20,85	9,5671	3,35905
<u>DLP</u>	80	86,70	418,44	204,2307	68,04944
<u>Scanlänge</u>	80	118,8	261,8	195,209	26,9152
<u>Subjektive Qualitätsbewertung</u> <u>HWK 3</u>	80	2	2	2	0,00
<u>Subjektive Qualitätsbewertung</u> <u>HWK 7</u>	80	1	2	1,93	0,265
<u>Objektive Qualitätsbewertung</u> <u>HWK 3</u>	80	26,31	50,65	37,3530	6,21236
<u>Objektive Qualitätsbewertung</u> <u>HWK 7</u>	80	23,83	54,98	34,9309	6,65612
<u>Alter</u>	80	15	96	50,74	22,680
<u>Hals frontal</u>	80	10,33	17,77	13,0344	1,51504
<u>Hals lateral</u>	80	9,65	17,61	12,9478	1,98543

Tabelle 6 Deskriptive Statistik der Interventionsgruppe

	<u>p-Wert</u>
<u>CTDI</u>	<0,01
<u>DLP</u>	<0,01
<u>Scanlänge</u>	0,013
<u>Subjektive Qualitätsbewertung HWK 3</u>	1,00
<u>Subjektive Qualitätsbewertung HWK 7</u>	0,231
<u>Objektive Qualitätsbewertung HWK 3</u>	<0,001
<u>Objektive Qualitätsbewertung HWK 7</u>	0,002
<u>Alter</u>	0,331
<u>Halsdurchmesser frontal</u>	0,344
<u>Halsdurchmesser lateral</u>	0,754

Tabelle 7

P-Werte der deskriptiven Statistik

5 Diskussion

Die Studie untersucht die Dosisreduktion und das Qualitätsmanagement von CT-Untersuchungen der HWS. Zu diesem Zweck wurden die Dosis und die Qualität von CT-Aufnahmen der HWS von zwei verschiedenen CT-Scannern miteinander verglichen.

Die Interventionsgruppe enthielt 80 Patienten, die im Zeitraum zwischen dem 19. Januar 2010 und dem 27. April 2010 ein CT-Aufnahme der HWS mit dem Verdacht auf eine HWS-Verletzung nach einem Trauma bekommen hatten. Dieser CT-Scanner ist mit ASIR als Rekonstruktionsalgorithmus ausgestattet.

In der Kontrollgruppe wurden 67 Patienten (Untersuchungszeitraum zwischen dem 23. April 2009 und dem 16. November 2009) mit dem Verdacht auf eine HWS-Verletzung nach einem Trauma in die Studie eingeschlossen. Diese Patienten wurden mit einem CT-Scanner untersucht, welchem als Rekonstruktionsalgorithmus nur die FBP zur Verfügung stand.

Die Ergebnisse zeigten, dass in der Interventionsgruppe die effektive Dosis um 53,8 % gesenkt werden konnte, der CTDI als scanlängenunabhängiger Dosisindikator um 55,3 %. Die objektiven Qualitätsbewertungen zeigten eine signifikante Erhöhung des Rauschens in der Interventionsgruppe. Bei der subjektiven Qualitätsbewertung konnten jedoch keine signifikanten Unterschiede in der Beurteilbarkeit der Aufnahmen gefunden werden. Auch die Untersuchung des Halsdurchmessers zum Vergleich der Körperstatur, ergab keine signifikanten Unterschiede in beiden Gruppen.

Andere Studien, die die Dosisreduktion durch ASIR für andere Körperregionen untersuchten, kamen zu ähnlichen Ergebnissen. So konnte zum Beispiel für CT-Aufnahmen des Abdomens eine Dosisreduktion von bis zu 66 %, bei akzeptabler Bildqualität erzielt werden.²⁸ Auch für die CT-Koloskopie konnte durch ASIR eine Dosisreduktion von 50 %, bei gleichbleibender Bildqualität, erzielt werden.³⁸

Mit diesen Ergebnissen stellt sich nun die Frage, ob die CT im klinischen Alltag das konventionelle Röntgen als Standarddiagnostik bei dem Verdacht auf eine HWS-Verletzung ablösen könnte.

Betrachtet man nun das konventionelle Röntgen im Vergleich zur CT, so hat das konventionelle Röntgen den großen Vorteil, dass es praktisch überall verfügbar ist.⁴⁹ Bei der Angabe der Strahlenbelastung für die HWS-Aufnahmen mit konventionellem Röntgen schwanken die Werte sehr stark. Im Parlamentsbericht von 2009 in Deutschland wird die effektive Dosis für eine HWS-Aufnahme in zwei Ebenen mit Werten zwischen 0,1 und 0,2 mSv für den Zeitraum von 1996 bis 2008 angegeben.⁵⁰ In Serbien und Montenegro wurde für eine Röntgenuntersuchung der HWS in zwei Ebenen im Jahre 2005 für den Patienten im Durchschnitt eine effektive Dosis von 1,1 mSv angegeben⁵¹, in den USA waren es 1,5 mSv (1992) und in Malaysia 2,2 mSv (zwischen 1993-1995) im Median.⁵² Es sind aber durchaus auch durchschnittliche Werte von bis zu 4 mSv in der Literatur zu finden, die jedoch nach dem heutigen Stand der Technik als zu hoch anzusehen sind.¹¹

Betrachtet man die Sensitivität des konventionellen Röntgens in Bezug auf HWS-Verletzungen, so liegen die Werte je nach Studie zwischen 31,6 % und 94%.^{11,18,53-55} Vor allem Frakturen der Wirbel C1-C2, C7 und Th1 werden beim konventionellen Röntgen häufiger übersehen als Frakturen in anderen Bereichen der HWS, denn es ist technisch sehr anspruchsvoll diese Randregionen mittels einer Röntgenaufnahme adäquat darzustellen.^{49,56}

Die Sensitivität der CT zur Detektion von HWS-Verletzungen liegt mit Werten zwischen 98% und 100% weit höher als beim konventionellen Röntgen.^{11,15,18,53-55,57,58}

Derzeit wird das konventionelle Röntgen noch am häufigsten zum Ausschluss einer HWS-Verletzung benutzt. Doch 98% der angeforderten HWS-Röntgenbilder ergaben keinen Frakturachweis und 5-8% der Röntgenaufnahmen mit Frakturen sind falsch negativ.^{1,3,18}

Ein Nachteil des konventionellen Röntgen ist jedoch, dass fast 80 % der HWS-Röntgenaufnahmen innerhalb eines Untersuchungsgangs wiederholt werden müssen.²⁵ Damit steigt auch die applizierte Dosis und es stellt sich die Frage, ob diese Wiederholungsaufnahmen auch in die Dosisberechnungen der Studien mit einbezogen worden sind. Falls nicht, so ergibt sich unter Berücksichtigung der Daten aus unserer Studie sogar ein Vorteil der CT im Vergleich zum konventionellen Röntgen: die Sensitivität kann bei vergleichbarer Strahlenbelastung deutlich erhöht werden, wenn ASIR verwendet werden kann. In den USA wurden 34 069 Patienten mit dem Verdacht einer HWS-Verletzung im Rahmen einer Studie an 21 Kliniken untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass nur 2,4% der Patienten tatsächlich eine Verletzung der HWS hatten. Nur 0,07% der Verletzungen wurden nicht erkannt, das entspricht jedoch 2,81% aller Patienten mit einer HWS- Verletzung. Von den 2,81% der nicht erkannten HWS-Verletzungen waren aber nur 0,2% instabil, und damit behandlungsbedürftig. Eine interessante Feststellung ist auch, dass 30% der nicht erkannten HWS-Verletzungen deshalb übersehen wurden, weil die Bildgebung der HWS technisch nicht korrekt ausgeführt worden war.⁵⁹ Die Erkenntnisse aus dieser Studie sind, dass eine gut durchgeführte konventionelle Röntgenaufnahme den Großteil der relevanten HWS-Verletzungen erkennt. Doch es bleibt ein gewisses Restrisiko, eine Verletzung der HWS zu übersehen.

Eine Metaanalyse untersuchte die Daten von sieben Studien, die sowohl konventionelles Röntgen als auch CT zum Ausschluss einer HWS-Verletzung durchführten. In dieser Studie ergab sich für das konventionelle Röntgen eine durchschnittliche Sensitivität von 52 % und für die CT von 98 %. Die Werte für das konventionelle Röntgen variierten sehr stark, da die Einschlusskriterien auch sehr unterschiedlich waren. So untersuchte die eine Studie alle HWS-Verletzungen mit Röntgen und CT, andere schlossen nur Patienten mit einem sehr hohen Risiko auf eine HWS-Verletzung in die Studie ein. Alles in allem kann man die Ergebnisse dieser Studie so bewerten, dass die CT bei Hochrisikopatienten und Patienten mit reduziertem Bewusstseinsstatus auf jeden Fall dem konventionellen Röntgen vorgezogen werden sollte.⁵⁵

Holmes et al. untersuchten prospektiv 1 505 Patienten, welche sowohl CT als auch konventionelles Röntgen der HWS zum Traumausschluss erhielten und kamen aufgrund der Sensitivität von 100 % der CT und 36 % des konventionellen Röntgens sogar zu dem Schluss, dass die CT das konventionelle Röntgen für alle Patienten als Screeninginstrument ablösen sollte.⁵⁵

Doch im Gegensatz zur Projektionsradiographie sind die effektiven Dosiswerte für CT-Untersuchungen sehr viel höher. Werte zwischen 3,75 mSv und 26 mSv werden in der Literatur für ein Standard CT-Programm der HWS beschrieben.^{11,60,61} Tsapaki et al. konnten in ihrer Studie zeigen, dass mit der Verwendung von Low-dose Programmen die effektive Dosis für HWS-Untersuchungen von 3,75 mSv auf 1,08 mSv ohne signifikante Verschlechterung der Beurteilbarkeit gesenkt werden konnte.⁶⁰

In den letzten Abschnitten wurden die Stärken und Schwächen von der CT und dem konventionellen Röntgen diskutiert. Doch es stehen außer CT und konventionellem Röntgen noch weitere diagnostische Methoden zur Verfügung, die alternativ zum konventionellen Röntgen und der CT zum Verletzungsausschluss an der HWS verwendet werden können (siehe Kapitel 1.4).

Die MRT wird von den Appropriateness Criteria des ACR als Mittel der Wahl bei Patienten mit stumpfen Trauma und neurologischen Ausfällen empfohlen.¹² In einer post-mortem Studie konnte gezeigt werden, dass sowohl das konventionelle Röntgen als auch die MRT nicht alle Weichteilverletzungen aufdecken konnten, wobei die MRT noch die besseren Ergebnisse erzielte. Nur eine der 28 gefundenen Verletzungen wurden mittels konventionellem Röntgen entdeckt, die MRT konnte immerhin 11 der 28 Verletzungen aufdecken.⁶² Allerdings konnte man aufgrund des Studiendesigns (post-mortem Studie) nicht sicher unterscheiden, welche Verletzungen wirklich klinisch relevant gewesen wären. Betrachtet man nur die klinisch relevanten Verletzungen in anderen Studien, so entzerrt sich das Bild etwas. Verschiedene Studien hierzu konnten zeigen, dass es nur eine sehr geringe Rate an relevanten Weichteilverletzungen gab, die einer späteren Intervention bedurft hätten.⁶³⁻⁶⁶

Stassen et al. untersuchten 52 bewusstlose Patienten, die initial eine CT bekamen und im Verlauf der Behandlung eine MRT. 44 Patienten hatten einen negativen CT-Befund, doch bei 13 Patienten (30 %) zeigte sich trotz negativem CT-Befund in der MRT eine Verletzung der ligamentären Strukturen. Hier zeigt sich die höhere Sensitivität der MRT bei der Detektion von Weichteilverletzungen gegenüber der CT. Es konnte jedoch in dieser Studie nicht untersucht werden, wie beeinträchtigend die Verletzungen für den Patient gewesen sind, weil die Patienten zum Untersuchungszeitpunkt bewusstlos waren.²⁰

Die Rolle der CT bei der Beurteilung von Weichteilverletzungen bei bewusstlosen Patienten wird derzeit kontrovers diskutiert. In einer anderen Studie wurden 367 Patienten mit einem GCS \leq 13 und dem Verdacht einer HWS-Verletzung, aber ohne sicheren Nachweis einer Verletzung nach initialer HWS-CT-Aufnahme untersucht. Die Fragestellung war, ob eine zusätzliche HWS-Röntgenaufnahme einen Zugewinn an Information bringt und ob es sinnvoll ist, nach negativem CT-Befund noch weitere Vorsichtsmaßnahmen, wie das Tragen einer Halskrause, zu ergreifen. Die Studie konnte zeigen, dass ein negativer CT-Befund eine Verletzung der HWS sicher ausschließen kann (Sensitivität 99,7%). Eine zusätzliche MRT konnte eine stabile Verletzung (Rückenmarkskontusion) detektieren, die nicht durch die initiale CT diagnostiziert wurde. Diese Verletzung konnte jedoch konservativ behandelt werden. Durch zusätzliche Röntgenaufnahmen wurden keine weiteren HWS-Verletzungen aufgedeckt und auch das Tragen von Zervikalstützen nach negativem CT-Befund brachte keine Vorteile.⁶⁷

Harris et al. konnten zeigen, dass die MRT im Vergleich zu CT keinen Zugewinn bezüglich instabilen Bandläsionen bei der Untersuchung von 366 bewusstlosen Patienten erbrachte.⁵⁵

Auch andere Studien kamen zu dem Ergebnis, dass mit der CT im Vergleich zur MRT keine instabilen Bänderläsionen übersehen werden und deshalb die MRT nicht zwingend notwendig für die Evaluation von Bandläsionen der HWS ist.⁶⁸⁻⁷¹ Jedoch hat die MRT den Vorteil, dass sie Rückenmarkskontusionen und – einengungen darstellen kann.¹²

Im Gegensatz dazu finden sich aber auch Studien, die zu dem Ergebnis kommen, dass mit der CT allein Bänderläsionen bei bewusstlosen Patienten nicht mit ausreichender Sicherheit ausgeschlossen werden können.^{12,14,20,72,73} Die Empfehlungen aus diesen Studien besagen, dass entweder eine Kombination von CT und MRT nötig ist²⁰ oder die MRT allein als Goldstandard bei bewusstlosen Patienten mit dem Verdacht einer HWS-Verletzung gelten sollte.⁷³

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die MRT zur Detektion von Weichteilverletzungen mit Sicherheit gleichwertig, wenn nicht sogar sensitiver als die CT ist. Jedoch deckt sie auch viele Weichteilverletzungen auf, die keiner Behandlung bedürfen. Doch vor allem bei Patienten, bei welchen innerhalb der ersten 48 Stunden kein Ausschluss einer instabilen Verletzung der HWS möglich ist, sollte zum Ausschluss eine MRT-Aufnahme angefertigt werden. Der Nutzen der CT für die Frage nach Weichteilverletzungen ist noch nicht ausreichend genug gesichert.¹²

In Abbildung 33 ist die Entwicklung der allgemeinen Empfehlungen zur Untersuchung der HWS zusammengefasst. Es zeigt sich, dass die CT und die MRT, wie nach den oben zusammengestellten Studienergebnissen zu erwarten war, immer mehr an Bedeutung gewonnen haben und das konventionelle Röntgen und die FEAs in gleichem Maße an Bedeutung verloren haben.

	ACR (1980s)	EAST (1998)	EAST (2000)	AANS-CNS (2002)	ACR (2007)
initial	Plain 3 view	Plain 3 view	Plain 3 view	Plain 3 view	MDCT sagittal and coronal
Supplement	DS (Dynamic series)	Axial CT with sagittal	Axial CT with sagittal	Axial CT	None required
Ligamentous injury					
• Awake		DS	DS	DS	MRI
• Obtunded		Nothing further	Fluoroscopic DS	Fluoroscopic DS or MRI	MRI
Unable to tolerate DS		No comment	Delayed DS (2 weeks)	MRI	MRI
Persistent pain positive MRI		No comment	No comment	Delayed DS	Delayed DS (2 weeks)

Abbildung 33 Zusammenfassung der Empfehlungen bei HWS-Verletzungen¹⁴

Da wir für unsere Studie keine Randomisierung vorgenommen haben und wir die Patientendaten nur retrospektiv ausgewertet haben, ergab sich die Problematik, dass die Geschlechterverteilung in den beiden Gruppen unterschiedlich war. In der Interventionsgruppe lag der Frauenanteil bei 39% und in der Kontrollgruppe bei 55%. Da Männer im Durchschnitt größer sind und damit auch eine längere Wirbelsäule haben, ist die unterschiedliche Geschlechterverteilung wahrscheinlich auch der Grund, warum die Scanlänge in der Interventionsgruppe größer als in der Kontrollgruppe war.

Die signifikante Erhöhung des Rauschens ist wahrscheinlich ein Resultat der Störanfälligkeit der Messungen mit den ROIs. Es wurde zwar darauf geachtet, nur in der Nackenmuskulatur bzw. im M. sternocleidomastoideus zu messen, doch verlaufen in der Halsregion viele unterschiedliche anatomische Strukturen, die die Messungen verfälscht haben könnten. Außerdem kam es häufig zu, durch Zahnprothesen hervorgerufenen Artefakten. Dies zeigt sich auch in der großen Differenz der Maximal- und Minimalwerte (siehe Diagramm 8 und Diagramm 9). Doch beide Störfaktoren traten sowohl in der Kontroll- als auch in der Interventionsgruppe auf.

Außerdem waren in beiden Patientenkollektiven kaum pathologische Befunde zu finden. Es war uns demzufolge nicht möglich, die Beurteilbarkeit in Bezug auf das tatsächliche Auffinden von Pathologien zu untersuchen.

Der verwendete dreistufige Beurteilungsscore für die subjektive Qualitätsbewertung ist eine Abwandlung eines vierstufigen Beurteilungsscores der sich schon in anderen Studien bewährt hatte.^{35,39} Er baut auf den „European guidelines on quality criteria for Computed Tomography“ auf.⁷⁴ Im Vergleich zu den Beurteilungsscores der anderen Studien machten wir keine spezielle Bewertung des Rauschens, sondern quantifizierten lediglich die diagnostische Beurteilbarkeit der Aufnahmen.

In nachfolgenden Studien sollte auf einige Punkte geachtet werden. Zum einen sollten höhere Patientenzahlen angestrebt werden. Dabei sollte eine ähnliche Geschlechterverteilung der beiden Gruppen erzielt werden.

Des Weiteren sollte das Studiendesign auf ein Patientengut mit Pathologien im Bereich der HWS angewandt werden, um zu überprüfen, ob die subjektiven Qualitätsbewertungen auch bei der Anwesenheit von Pathologien mit den jetzt gewonnenen Werten übereinstimmen. Anschließend sollten die Ergebnisse mit unseren Ergebnissen verglichen werden.

Derzeit findet sich trotz den Nachteilen, die die Rauschmessungen mit den ROIs mit sich bringen, keine Alternative, um die Qualität objektiv zu bewerten. Die subjektive Qualitätsbewertung mittels des Bewertungsscores wäre auch für zukünftige Untersuchungen zu befürworten.

Während der Auswertung unserer Daten fiel auf, dass das aktive Hochziehen der Schultern durch den Patienten mit höherer Strahlendosis und mehr Artefakten einherging. Bei der subjektiven Qualitätsbewertung wiesen die Aufnahmen, die auf Höhe von HWK 7 nur mit einem Scorepunkt bewertet wurden, Artefakte durch einen hohen Schultergürtel auf (siehe Abbildung 34 und Abbildung 35).

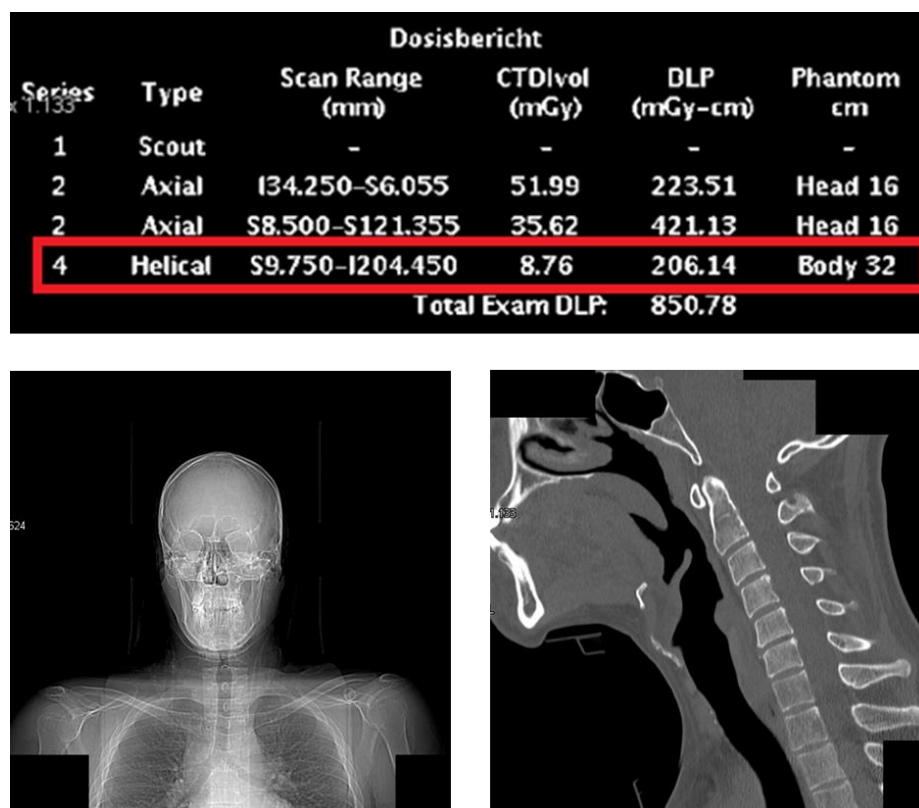


Abbildung 34 Topogramm, sagittale Aufnahme und Dosisbericht eines Patienten mit normaler Schulterhaltung

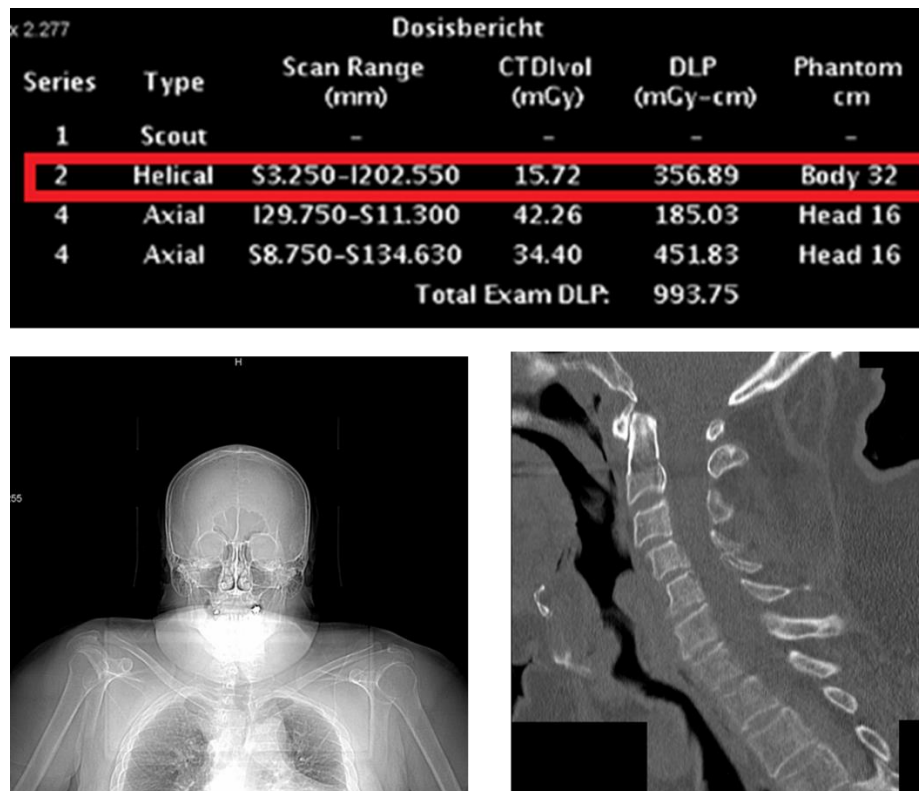


Abbildung 35 Topogramm, sagittale Aufnahme und Dosisbericht eines Patienten mit hochgezogenen Schultern

Wirth et al. untersuchten in einer Studie, wie sich die unterschiedliche Schulterhaltung des Patienten auf die Qualität der HWS-Aufnahmen auswirkt. Es konnte gezeigt werden, dass durch das bewusste aktive Herunterziehen der Schultern durch den Patienten das Rauschen im subkutanen Fettgewebe des Halses um 30% gesenkt werden konnte, wodurch eine Verbesserung der Qualität zu erwarten ist.⁷⁵

Eine weitere Limitation unserer Studie ist, dass die Ergebnisse nicht im Detail zeigen können, welchen spezifischen Einfluss ASIR, der HD-Modus oder der Detektor alleine auf die Ergebnisse und vor allem auf die erreichbare Dosisreduktion haben. Prakash et al. konnten in einer Studie zeigen, dass für die Bildgebung der Lunge die Kombination von ASIR mit dem HD-Modus zu besserer Bildqualität führt, als durch Verwendung von ASIR allein. Sowohl ASIR als auch die Kombination von ASIR mit dem HD-Modus brachten eine bessere Bildqualität als Bilder, die nur mit FBP rekonstruiert wurden. Bei dieser Studie wurde jedoch ausschließlich die Bildqualität bewertet und nicht die Strahlendosis.³⁶

Derzeit ist das konventionelle Röntgen, aufgrund seiner besseren Verfügbarkeit und geringeren Strahlendosis, Mittel der Wahl bei der initialen HWS-Diagnostik. Die Ergebnisse unserer Studie zeigen jedoch, dass es mit neuen Techniken wie ASIR möglich ist die Strahlendosis auf durchschnittlich 1,1 mSv zu senken, wodurch man keine sehr viel höhere Dosis als mit dem konventionellen Röntgen mehr hat. Außerdem hat man bei der CT eine fast 100 prozentige Sensitivität bei der Detektion von HWS-Verletzungen und liegt damit weit höher als bei der konventionellen Röntgendiagnostik. Des Weiteren kann man auch bei bewusstlosen Patienten qualitativ hochwertige Aufnahmen bekommen. Mit den Ergebnissen aus unserer Studie stellt sich also die Frage, ob Röntgenaufnahmen der HWS überhaupt noch indiziert sind, wenn ein CT-Scanner, der mit ASIR ausgestattet ist, zur Verfügung steht.

6 Zusammenfassung

Die CT hat in letzter Zeit stark an Bedeutung für die HWS-Diagnostik nach HWS-Trauma gewonnen.⁴³ Ziel dieser Studie war daher, zu untersuchen, inwieweit sich die Qualität und die Dosis bei HWS-Aufnahmen durch ASIR als Rekonstruktionsalgorithmus verbessern lassen.

ASIR ist ein Rekonstruktionsalgorithmus, der mit Hilfe der CT-Rohdaten ein Bild rekonstruieren kann, dass im Vergleich zu der bisher verwendeten FBP weniger Bildrauschen enthält. Dadurch ist es möglich die Strahlendosis zu reduzieren.

Es wurden die Qualität und die Strahlendosis, bei HWS - Aufnahmen nach Trauma, von einem CT-Scanner mit FBP als Rekonstruktionsalgorithmus (Kontrollgruppe, LightSpeed VCT XT, GE Healthcare, Waukesha, WI, USA, 37 Frauen und 30 Männer) mit einem CT-Scanner der über ASIR als Rekonstruktionsalgorithmus verfügt (Interventionsgruppe, Discovery 750HD, GE Healthcare, 31 Frauen und 49 Männer), verglichen. Die Programmeinstellungen beider Geräte waren bis auf den Noiseindex, welcher in der Interventionsgruppe von 5 auf 25 erhöht war, identisch (siehe Tabelle 1). Mit Hilfe des automatisch generierten Scanprotokolls konnten wir die Scanlänge, den CTDI und das DLP ermitteln. Die Bildqualität wurde objektiv mittels Messungen des Bildrauschens und subjektiv mittels Bewertung der Bildqualität durch einen erfahrenen Radiologen bewertet. Zusätzlich führten wir Messungen des Halsdurchmessers durch. Die Daten wurden mittels deskriptiver Statistik und Mann-Whitney-U-Test statistisch ausgewertet.

Die Ergebnisse der Auswertungen zeigten eine Reduktion des DLP und damit der errechneten effektiven Dosis von 2,38 mSv auf 1,10 mSv (Dosisreduktion um 53,8 %) in der Interventionsgruppe. Bei der Bewertung der Bildqualität zeigte sich eine Zunahme des Bildrauschens als objektiver Bildqualitätsparameter. Diese hatte jedoch keinen Einfluss auf die subjektive Bewertung der Bildqualität, bei der es keine signifikanten Unterschiede zwischen der Bildqualität in der Kontroll- und der Interventionsgruppe gab. Auch die Messungen des Halsdurchmessers ergaben keine signifikanten Unterschiede.

Die Studie konnte zeigen, dass man mit ASIR als Rekonstruktionsalgorithmus für HWS-Aufnahmen mittels CT eine Dosisreduktion von über 50 % ohne nennenswerten Verlust in der Bildqualität erzielen kann.

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Canadian C-Spine Rule for selective ordering of cervical spine imaging

Stiell IG, Clement CM, Grimshaw J, et al. Implementation of the Canadian C-Spine Rule: prospective 12 centre cluster randomised trial. BMJ 2009;339:b4146.

Abbildung 2 NEXUS low-risk criteria

Stiell IG, Clement CM, Grimshaw J, et al. Implementation of the Canadian C-Spine Rule: prospective 12 centre cluster randomised trial. BMJ 2009;339:b4146.

Abbildung 3 Schematischer Aufbau und Ablauf einer CT-Aufnahme

Kalender WA. Computertomographie - Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Erlangen: Publicis Corporate Publishing; 2006, Seite 27

Abbildung 4 Aufnahmeprinzip bei der Spiral-CT

Kalender WA. Computertomographie - Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Erlangen: Publicis Corporate Publishing; 2006, Seite 82

Abbildung 5 Schematische Erklärung eines Voxels

Kalender WA. Computertomographie - Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Erlangen: Publicis Corporate Publishing; 2006, Seite 19

Abbildung 6 Faltungskerne

Kalender WA. Computertomographie - Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Erlangen: Publicis Corporate Publishing; 2006, Seite 31

Abbildung 7 Vergleich von gefilterter und ungefilterter Rückwärtsprojektion

Kalender WA. Computertomographie - Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Erlangen: Publicis Corporate Publishing; 2006, Seite 30

Abbildung 8 Fließdiagramm des Ablaufs einer iterativen Rekonstruktion

Die Angaben wurden mit freundlicher Unterstützung von GE Health Care zur Verfügung gestellt.

Abbildung 9 Vergleich der Auflösung ohne (rechts) und mit (links) HD-Modus

Die Angaben wurden mit freundlicher Unterstützung von GE Health Care zur Verfügung gestellt.

Abbildung 10 Auflistung des prozentualen Anteils der Anforderungen der unterschiedlichen Untersuchungen in Deutschland im Jahr 2006

IV Strahlenexposition durch medizinische Maßnahmen 2010. (Accessed Oct 2011, at http://www.bfs.de/de/bfs/druck/uus/JB_archiv.html/#2008.)

Abbildung 11 Jährliche Gesamtdosis durch medizinische Untersuchungen in GB

Hughes JS, Watson SJ, Jones AL, Oatway WB. Review of the radiation exposure of the UK population. J Radiol Prot 2005;25:493-6.

Abbildung 12 Entwicklung der Verwendung von CT-Untersuchungen in der Notfalldiagnostik bei Erwachsenen zwischen 2000 und 2005⁴³

Broder J, Warshauer DM. Increasing utilization of computed tomography in the adult emergency department, 2000-2005. Emergency radiology 2006;13:25-30.

8 Literaturverzeichnis

1. Stiell IG, Clement CM, Grimshaw J, et al. Implementation of the Canadian C-Spine Rule: prospective 12 centre cluster randomised trial. *BMJ* 2009;339:b4146.
2. Wall DHaBF. Radiation Exposure of the UK Population from Medical and Dental X-ray Examinations. National Radiological Protection Board 2002
3. Dickinson G, Stiell IG, Schull M, et al. Retrospective application of the NEXUS low-risk criteria for cervical spine radiography in Canadian emergency departments. *Ann Emerg Med* 2004;43:507-14.
4. Hoffman JR, Mower WR, Wolfson AB, Todd KH, Zucker MI. Validity of a set of clinical criteria to rule out injury to the cervical spine in patients with blunt trauma. National Emergency X-Radiography Utilization Study Group. *N Engl J Med* 2000;343:94-9.
5. Insko EK, Gracias VH, Gupta R, Goettler CE, Gaieski DF, Dalinka MK. Utility of flexion and extension radiographs of the cervical spine in the acute evaluation of blunt trauma. *J Trauma* 2002;53:426-9.
6. Griffith B, Bolton C, Goyal N, Brown ML, Jain R. Screening cervical spine CT in a level I trauma center: overutilization? *AJR Am J Roentgenol* 2011;197:463-7.
7. Stiell IG, Clement CM, McKnight RD, et al. The Canadian C-spine rule versus the NEXUS low-risk criteria in patients with trauma. *N Engl J Med* 2003;349:2510-8.
8. Stiell IG, Wells GA, Vandemheen KL, et al. The Canadian C-spine rule for radiography in alert and stable trauma patients. *JAMA* 2001;286:1841-8.
9. Rethnam U, Yesupalan R, Gandham G. Does applying the Canadian Cervical Spine rule reduce cervical spine radiography rates in alert patients with blunt trauma to the neck? A retrospective analysis. *BMC Med Imaging* 2008;8:12.
10. Knopp R. Comparing NEXUS and Canadian C-Spine decision rules for determining the need for cervical spine radiography. *Ann Emerg Med* 2004;43:518-20.
11. Antevil JL, Sise MJ, Sack DI, Kidder B, Hopper A, Brown CV. Spiral computed tomography for the initial evaluation of spine trauma: A new standard of care? *J Trauma* 2006;61:382-7.

12. Diaz JJ, Jr., Aulino JM, Collier B, et al. The early work-up for isolated ligamentous injury of the cervical spine: does computed tomography scan have a role? J Trauma 2005;59:897-903; discussion - 4.
13. Daffner RH, Hackney DB. ACR Appropriateness Criteria on suspected spine trauma. J Am Coll Radiol 2007;4:762-75.
14. Sciubba DM, Petteys RJ. Evaluation of blunt cervical spine injury. South Med J 2009;102:823-8.
15. J. Krifka MK. Orthopädie und Unfallchirurgie; 2011; 978-3-642-13110-3.
16. American College of Radiology ACR Appropriateness Criteria®. 2009. (Accessed Oct 2011, at http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/app_criteria/pdf/ExpertPanelonMusculoskeletalImaging/SuspectedCervicalSpineTraumaDoc22.aspx.)
17. Anglen J MM, Bunn P, Griffiths H. Flexion and extension views are not cost-effective in a cervical spine clearance protocol for obtunded trauma patients. J Trauma 2002.
18. Blackmore CC, Ramsey SD, Mann FA, Deyo RA. Cervical spine screening with CT in trauma patients: a cost-effectiveness analysis. Radiology 1999;212:117-25.
19. Berkowitz M. Assessing the socioeconomic impact of improved treatment of head and spinal cord injuries. J Emerg Med 1993;11 Suppl 1:63-7.
20. Stassen NA, Williams VA, Gestring ML, Cheng JD, Bankey PE. Magnetic resonance imaging in combination with helical computed tomography provides a safe and efficient method of cervical spine clearance in the obtunded trauma patient. J Trauma 2006;60:171-7.
21. Jelly LM, Evans DR, Easty MJ, Coats TJ, Chan O. Radiography versus spiral CT in the evaluation of cervicothoracic junction injuries in polytrauma patients who have undergone intubation. Radiographics 2000;20 Spec No:S251-9; discussion S60-2.
22. Morris CG, McCoy EP, Lavery GG. Spinal immobilisation for unconscious patients with multiple injuries. BMJ 2004;329:495-9.

23. Richards PJ. Cervical spine clearance: a review. *Injury* 2005;36:248-69; discussion 70.
24. Daffner RH. Helical CT of the cervical spine for trauma patients: a time study. *AJR Am J Roentgenol* 2001;177:677-9.
25. Daffner RH. Cervical radiography for trauma patients: a time-effective technique? *AJR Am J Roentgenol* 2000;175:1309-11.
26. Kalender WA. Computertomographie - Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. . Erlangen: Publicis Corporate Publishing; 2006;
27. Kalender WA. Computertomographie - Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Erlangen: Publicis Corporate Publishing; 2006;
28. Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, Silva AC, Paden RG, Wu Q. Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. *AJR Am J Roentgenol* 2010;195:713-9.
29. Die Angaben wurden mit freundlicher Unterstützung von GE Health Care zur Verfügung gestellt.
30. Wieczorek H. The image quality of FBP and MLEM reconstruction. *Phys Med Biol* 2010;55:3161-76.
31. Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol* 2010;194:191-9.
32. Leipsic J, Labounty TM, Heilbron B, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction: assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2010;195:649-54.
33. Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR Am J Roentgenol* 2009;193:764-71.

34. Marin D, Nelson RC, Schindera ST, et al. Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm--initial clinical experience. *Radiology* 2010;254:145-53.
35. Prakash P, Kalra MK, Digumarthy SR, et al. Radiation dose reduction with chest computed tomography using adaptive statistical iterative reconstruction technique: initial experience. *J Comput Assist Tomogr* 2010;34:40-5.
36. Prakash P, Kalra MK, Ackman JB, et al. Diffuse lung disease: CT of the chest with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Radiology* 2010;256:261-9.
37. Leipsic J, Labounty TM, Heilbron B, et al. Estimated radiation dose reduction using adaptive statistical iterative reconstruction in coronary CT angiography: the ERASIR study. *AJR Am J Roentgenol* 2010;195:655-60.
38. Flicek KT, Hara AK, Silva AC, Wu Q, Peter MB, Johnson CD. Reducing the radiation dose for CT colonography using adaptive statistical iterative reconstruction: A pilot study. *AJR Am J Roentgenol* 2010;195:126-31.
39. Prakash P, Kalra MK, Kambadakone AK, et al. Reducing abdominal CT radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Invest Radiol* 2010;45:202-10.
40. IV Strahlenexposition durch medizinische Maßnahmen. 2010. (Accessed at http://www.bfs.de/de/bfs/druck/uus/JB_archiv.html/#2008.)
41. IV Strahlenexposition durch medizinische Maßnahmen 2010. (Accessed Oct 2011, at http://www.bfs.de/de/bfs/druck/uus/JB_archiv.html/#2008.)
42. Department of Health. Form KH12: Number of imaging and radiodiagnostic examinations or tests, NHS Organisations in England, 2003-04. 2004. (Accessed at http://www.performance.doh.gov.uk/hospitalactivity/data_requests/download/imaging_and_radiodiagnosics/imag_04.xls.)
43. Broder J, Warshauer DM. Increasing utilization of computed tomography in the adult emergency department, 2000-2005. *Emergency radiology* 2006;13:25-30.

44. Kaufmann G, Moser, E. ,Sauer, R. . Radiologie. München: Urban & Fischer; 2006; 3437444158.
45. Einführung zum Thema "Ionisierende Strahlung". 2003. (Accessed at <http://www.bfs.de/de/ion/einfuehrung.html>.)
46. Hildreth AN, Enniss T, Martin RS, et al. Surgical intensive care unit mobility is increased after institution of a computerized mobility order set and intensive care unit mobility protocol: a prospective cohort analysis. *Am Surg* 2010;76:818-22.
47. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol* 2006;79:968-80.
48. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology* 2008;248:995-1003.
49. Wee B, Reynolds JH, Bleetman A. Imaging after trauma to the neck. *BMJ* 2008;337:a207.
50. Parlamentsbericht 2009. (Accessed Oct 2011, at <http://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-201103305424/1/Parlamentsbericht2009.pdf>.)
51. Ciraj O, Kosutic D, Kovacevic M, Markovic S. A survey of patient doses from conventional diagnostic radiology examinations: first results from Serbia and Montenegro. *Phys Med* 2005;21:159-63.
52. Ng KH, Rassiah P, Wang HB, Hambali AS, Muthuvellu P, Lee HP. Doses to patients in routine X-ray examinations in Malaysia. *Br J Radiol* 1998;71:654-60.
53. Holmes JF, Mirvis SE, Panacek EA, Hoffman JR, Mower WR, Velmahos GC. Variability in computed tomography and magnetic resonance imaging in patients with cervical spine injuries. *J Trauma* 2002;53:524-9; discussion 30.
54. Gale SC, Gracias VH, Reilly PM, Schwab CW. The inefficiency of plain radiography to evaluate the cervical spine after blunt trauma. *J Trauma* 2005;59:1121-5.

55. Holmes JF, Akkinepalli R. Computed tomography versus plain radiography to screen for cervical spine injury: a meta-analysis. *J Trauma* 2005;58:902-5.
56. Phal PM, Riccelli LP, Wang P, Nesbit GM, Anderson JC. Fracture detection in the cervical spine with multidetector CT: 1-mm versus 3-mm axial images. *AJNR Am J Neuroradiol* 2008;29:1446-9.
57. Brohi K, Healy M, Fotheringham T, et al. Helical computed tomographic scanning for the evaluation of the cervical spine in the unconscious, intubated trauma patient. *J Trauma* 2005;58:897-901.
58. Barba CA, Taggart J, Morgan AS, et al. A new cervical spine clearance protocol using computed tomography. *J Trauma* 2001;51:652-6; discussion 6-7.
59. Mower WR, Hoffman JR, Pollack CV, Jr., Zucker MI, Browne BJ, Wolfson AB. Use of plain radiography to screen for cervical spine injuries. *Ann Emerg Med* 2001;38:1-7.
60. Tsapaki V, Kottou S, Papadimitriou D. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. *Br J Radiol* 2001;74:836-40.
61. Rybicki F, Nawfel RD, Judy PF, et al. Skin and thyroid dosimetry in cervical spine screening: two methods for evaluation and a comparison between a helical CT and radiographic trauma series. *AJR Am J Roentgenol* 2002;179:933-7.
62. Stabler A, Eck J, Penning R, et al. Cervical spine: postmortem assessment of accident injuries--comparison of radiographic, MR imaging, anatomic, and pathologic findings. *Radiology* 2001;221:340-6.
63. Demetriades D, Charalambides K, Chahwan S, et al. Nonskeletal cervical spine injuries: epidemiology and diagnostic pitfalls. *J Trauma* 2000;48:724-7.
64. Davis JW, Kaups KL, Cunningham MA, et al. Routine evaluation of the cervical spine in head-injured patients with dynamic fluoroscopy: a reappraisal. *J Trauma* 2001;50:1044-7.
65. Chiu WC, Haan JM, Cushing BM, Kramer ME, Scalea TM. Ligamentous injuries of the cervical spine in unreliable blunt trauma patients: incidence, evaluation, and outcome. *J Trauma* 2001;50:457-63; discussion 64.

66. Davis JW, Phreaner DL, Hoyt DB, Mackersie RC. The etiology of missed cervical spine injuries. *J Trauma* 1993;34:342-6.
67. Harris TJ, Blackmore CC, Mirza SK, Jurkovich GJ. Clearing the cervical spine in obtunded patients. *Spine (Phila Pa 1976)* 2008;33:1547-53.
68. Como JJ, Thompson MA, Anderson JS, et al. Is magnetic resonance imaging essential in clearing the cervical spine in obtunded patients with blunt trauma? *J Trauma* 2007;63:544-9.
69. Hogan GJ, Mirvis SE, Shanmuganathan K, Scalea TM. Exclusion of unstable cervical spine injury in obtunded patients with blunt trauma: is MR imaging needed when multi-detector row CT findings are normal? *Radiology* 2005;237:106-13.
70. Stelfox HT, Velmahos GC, Gettings E, Bigatello LM, Schmidt U. Computed tomography for early and safe discontinuation of cervical spine immobilization in obtunded multiply injured patients. *J Trauma* 2007;63:630-6.
71. Tomyecz ND, Chew BG, Chang YF, et al. MRI is unnecessary to clear the cervical spine in obtunded/comatose trauma patients: the four-year experience of a level I trauma center. *J Trauma* 2008;64:1258-63.
72. Menaker J, Philp A, Boswell S, Scalea TM. Computed tomography alone for cervical spine clearance in the unreliable patient--are we there yet? *J Trauma* 2008;64:898-903; discussion -4.
73. Muchow RD, Resnick DK, Abdel MP, Munoz A, Anderson PA. Magnetic resonance imaging (MRI) in the clearance of the cervical spine in blunt trauma: a meta-analysis. *J Trauma* 2008;64:179-89.
74. European guidelines on quality criteria for Computed Tomography. (Accessed at <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>.)
75. Wirth S, Meindl T, Treitl M, Pfeifer KJ, Reiser M. Comparison of different patient positioning strategies to minimize shoulder girdle artifacts in head and neck CT. *Eur Radiol* 2006;16:1757-62.

9 Danksagung

Ich danke PD Dr. Markus Körner für die ausgezeichnete Betreuung und Unterstützung bei der Durchführung der gesamten Arbeit.

Den Mitarbeitern des Instituts für klinische Radiologie des Klinikums Innenstadt danke ich für ihre Hilfsbereitschaft und Geduld, die es mir ermöglichten meine Daten schnell und vollständig zu erheben.

Meiner Familie und meinen Freunden möchte ich für ihre Unterstützung und Ermutigung während meines gesamten Studiums und auch darüber hinaus danken.

10 Eidesstattliche Versicherung

Hempel, Rebecca Melanie

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

„Dosis und Bildqualität in der CT-Bildgebung nach HWS-Trauma: Vergleich von Filtered Back Projection und iterativer Rekonstruktion“

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und auch alle Erkenntnisse, die aus dem Schriftum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht habe und nach Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung des akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 23.09.2013

Ort, Datum

Unterschrift